



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VÝUKOVÝ PROGRAM PRO DEMONSTRACI OSCILOMETRICKÉHO MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU.

ACQUISITION SYSTEM FOR THE DEMONSTRATION TASK OF MEASUREMENT OF BRACHIAL
ARTERY COMPLIANCE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

HANA VEPŘKOVÁ

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JANA KOLÁŘOVÁ, Ph.D.

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Hana Vepřková

ID: 133989

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Výukový program pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku.

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proved'te literární rešerši v oblasti poddajnosti tepenného řečiště a změn tvaru pulzové křivky v různých částech tepenného systému nebo v závislosti na velikosti aplikace vnějšího přitlaku. Soustřed'te se na oscilometrický princip měření krevního tlaku s využitím analýzy pulzové vlny. 2) Vytvořte programovou aplikaci pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku. V programu musí být umožněn výběr ukázkových pulzů při různých vnějších přitlacích. 3) Otestujte aplikaci na reálných datech minimálně z 10 dobrovolníků. 4) Proved'te statistické vyhodnocení dat a výsledky porovnejte se standardním automatem pro oscilometrické měření krevního tlaku. 5) Proved'te diskusi a závěr.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KHANDPUR R S. Handbook of Biomedical Instrumentation. Tata McGraw-Hill Education, 2003. ISBN 0070473552, 9780070473553.

[2] CARO, C.G., PEDLEY, T.J., SCHROTER, R.C., SEED, W.A. The Mechanics of the Circulation. Cambridge University Press, 2012, ISBN 978-0-521-15177-1.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt:

Cílem této práce je navrhnout a realizovat výukový program pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku za použití softwaru Matlab. Práce je zaměřena na analýzu tvaru pulsové vlny. Dále literární rešerše v oblasti poddajnosti tepenného řečiště a změn tvaru pulsové křivky v různých částech tepenného systému.

Klíčová slova

Pulsová křivka, poddajnost tepen, oscilometrické měření krevního tlaku.

Abstract:

The goal of this work is to design and realize teaching program for demonstration of oscilometric measurement of blood pressure using the Matlab software. The work concentrates on the analysis of shape of the pulse wave. Further the literary research in the area of compliance of the arterial system and the changes to the shape of the pulse wave in different parts of the arterial system.

Keywords:

Pulse wave, artery compliance, osciometry, oscillometric blood pressure measurement.

Bibliografická citace

VEPŘKOVÁ, H. Výukový program pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 56 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Výukový program pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedeného bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestně právních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne:

Podpis autora:

Poděkování

Děkuji vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Janě Kolářové Ph.D. a konzultantce bakalářské práce MUDr. Evě Závodné, Ph.D. za účinnou metodickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Dále děkuji Ing. Jiřímu Moudrovi za technické připomínky k práci, Ing. Denise Maděránkové a Ing. Heleně Škutkové za pomoc při zpracování programu.

V Brně dne:

Podpis autora:

Obsah

Obsah.....	6
Seznam obrázků	7
Seznam použitých zkratk.....	9
1. Úvod.....	10
2. Hemodynamika krevního oběhu	11
2.1 Srdce a jeho cyklus.....	11
2.1.2 Srdeční cyklus	12
2.2 Proudění krve	16
2.3 Mechanické vlastnosti cév	17
2.3.1 Stavba a vlastnosti cév	18
2.3.2 Pružňkové cévy	19
3. Krevní tlak.....	22
3.1 Historie měření krevního tlaku.....	23
3.2 Možnosti měření krevního tlaku	24
4. Popis principu demonstrace oscilometrického měření.....	28
4.1 Teoretický popis.....	28
5. Zpracování programu v prostředí Matlab.....	33
5.1 Ovládání programu.....	33
5.2 Postup při vytváření programu	36
6. Měření krevního tlaku na vzorku dobrovolníků a statistické vyhodnocení výsledků.	39
6.1 Metodika zaznamenávání hodnot krevního tlaku.....	39
6.2 Naměřené hodnoty a výpočty chyb	41
6.3 Zhodnocení výsledků měření	41
6.4 Statistické zhodnocení tvarů pulsových vln	47
7. Závěr.....	53
Použitá literatura	54

Seznam obrázků

Obrázek 1: Anatomie srdce [8].	12
Obrázek 2: Fáze izovolumické kontrakce [9].....	13
Obrázek 3 Tlakově objemové změny izovolumické kontrakce [9].....	13
Obrázek 4: Ejekční fáze [9].....	14
Obrázek 5: Ejekční fáze - tlakově objemové změny [9].	14
Obrázek 6: Izovolumická relaxace [9].	15
Obrázek 7: Izovolumická relaxace –	15
Obrázek 8: Plnicí fáze [9].....	15
Obrázek 9: Plnicí fáze – tlakově objemové změny [9].	15
Obrázek 10: Rychlostní profily při laminárním proudění [1].	16
Obrázek 11: Zúžení cévy za vzniku turbulentního proudění krve [10].....	17
Obrázek 12: Stavba základních typů cév [4].....	18
Obrázek 13: Šíření pulsové vlny pružnickovými cévami [21].	20
Obrázek 14: Pulsová vlna v aortě [7].	21
Obrázek 15: Změny pulsové křivky v tepenném systému [5].....	22
Obrázek 16: Tlaková křivka v aortě-přímé měření [15].	23
Obrázek 17: Princip palpační a auskultační metody měření krevního tlaku [25].	26
Obrázek 18: Průběh oscilací a tlaku při oscilometrickém měření TK [18].....	27
Obrázek 19: Blokové schéma ocilometrického měřidla TK [25].	28
Obrázek 20: Blokové schéma sfygmografu navržené Ing. Jiřím Moudrem.	29
Obrázek 21: Sfygmograf	30
Obrázek 22: Napouštění do zásobníku.	31
Obrázek 23: Přepouštění do manžety.	31
Obrázek 24: Vypuštění vzduchu.	31
Obrázek 25: Detekce píků vypouštění.	32
Obrázek 26: Vykreslení všech pulsových vln.	32
Obrázek 27: Vykreslení výběru pulsových vln.	32
Obrázek 28: Hlavní strana programu - 1. část.....	34
Obrázek 29: Hlavní strana programu – 2. Část	35
Obrázek 30: Druhá strana programu pro hodnocení pulsových vln.....	36
Obrázek 31: popis části programu - načítání.....	36
Obrázek 32: popis části programu - detekce změny přítlaku	37
Obrázek 33: popis části programu - příprava na detekci pulsových vln	37
Obrázek 34: Popis části programu - detekce pulsových vln	38
Obrázek 35: Popis části programu - nejmenší délka vektoru	38
Obrázek 36: Popis části programu - ovládání miniatur oken.	38
Obrázek 37: Popis části programu - vložení upozornění.	39

Obrázek 38: Upozornění pro uživatele.....	39
Obrázek 39: Štíhlé pulsy, $t_1=565$ ms, $t_2=860$ ms.	47
Obrázek 40: Široké pulsy, $t_1=800$ ms, $t_2=825$ ms.	47
Obrázek 41: Znázornění výpočtu poměru.	47
Obrázek 42: Průměrné hodnoty časových poměrů v jednotlivých etapách záznamu.	52

Seznam použitých zkratk

TK	krevní tlak
AP	akční potenciál
SA	sinoatriální
AV	atrioventrikulární
EKG	elektrokardiografie
GUI	Graphical User Interface

1. Úvod

Cílem bakalářské práce je navrhnout a realizovat výukový program pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku. Tento program bude využit pro pochopení principu oscilometrického měření krevního tlaku pro studenty Lékařské fakulty Masarykovy univerzity.

Měření krevního tlaku je základní a důležitou diagnostickou metodou. Může být prvním indikátorem kardiovaskulárních onemocnění. V současné době bývá nejčastěji diagnostikována arteriální hypertenze, která nyní postihuje asi čtvrtinu populace. Vysoký krevní tlak bývá velmi často hlavní příčinou onemocnění srdce a cév.

Oscilometrická metoda měření krevního tlaku se využívá u většiny elektronických tonometrů. Pro měření krevního tlaku využíváme analýzu poddajnosti tepen při různých přitlácích. Během měření dochází ke změně tvaru i výchylky zaznamenaných pulsací.

Bakalářská práce navazuje na semestrální práci a je rozdělena do čtyř hlavních oddílů. První část je rozdělena na dvě kapitoly a je věnována obecně hemodynamice krevního oběhu. V první kapitole se zabývám anatomii srdce a cév, srdečním cyklem, fyzikální podstatou proudění krve a pulsovou vlnou. V druhé kapitole je popsán obecně krevní tlak, jeho historie a metody měření. Ve druhé části, která je reprezentována čtvrtou kapitolou je popsána metoda pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku umístěna na Lékařské fakultě v Brně. Třetí část, tedy pátá kapitola je věnována programu vytvořeného v prostředí Matlab dostupného na ÚBMI. V poslední části práce je v kapitole číslo šest uvedeno statistické vyhodnocení výsledků měření. Jsou zde uvedena data deseti dobrovolníků, u nichž jsme změřili krevní tlak pomocí automatického tonometru a následně sfygmografem. Z těchto dat byly vypočítány základní statistické parametry a poté byly pomocí vhodných grafů interpretovány. Je zde také statistika zaměřená na analýzu tvaru pulsových vln. V poslední kapitole jsou shrnuty výsledky práce.

2. Hemodynamika krevního oběhu

Krevní oběh je z hydrodynamického hlediska uzavřený systém tvořený třemi částmi: krev, srdce a cévy. Krev je nestlačitelná tekutina složená ze suspenze krevních elementů a krevní plazmy. Jejím hlavním úkolem je rozvádět po těle kyslík a živiny a odvádět oxid uhličitý a metabolity. Srdce je zdrojem mechanické energie, který zajišťuje jednosměrný tok krve, jeho výkon je kolem 13W, přitom většina výkonu je spotřebována na udržení svalového tonu (9/10). Celkový objem krve je asi 4,5l u ženy a 5,4l u muže. Mechanika toku krve je komplexní a složitá. Vzhledem k faktu, že srdce vypuzuje krev po určitých dávkách, tepenný systém je několikanásobně rozvětven a v neposlední řadě díky složení krve. Cévy tvoří rozvodný systém krve. Jsou roztažitelné a elastické, tepny mají navíc schopnost kontrakce [1].

2.1 Srdce a jeho cyklus

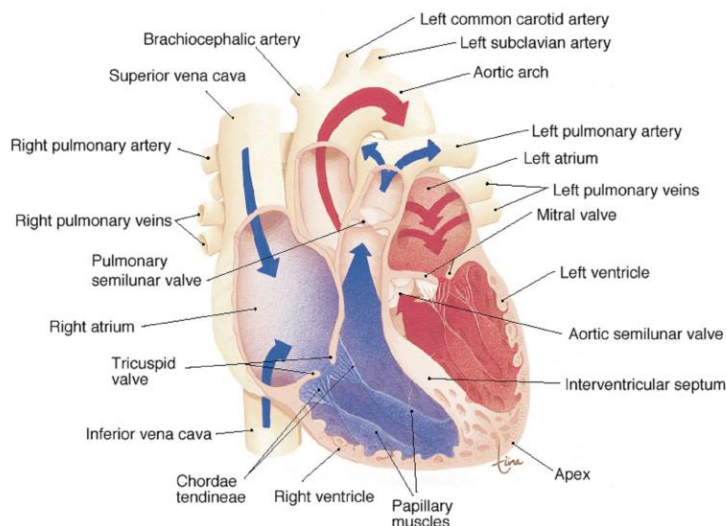
2.1.1 Funkční morfologie srdce

Srdce je nepárový dutý svalový orgán tvořený speciálním druhem svaloviny-myokardem. Zajišťuje neustálou cirkulaci krve v krevním řečišti. Je umístěno v dutině hrudní mezi plícemi za sternem a uloženo v pevném vazivovém perikardiálním vaku. Ten se skládá ze dvou listů – endokardu a epikardu. Perikard srdce ohraničuje a zároveň umožňuje klouzáni endokardu a epikardu během srdečního cyklu. Srdeční dutiny jsou vystlány endotelovým endokardem, chlopně jsou tvořeny tenkou vazivovou vrstvou pokrytou endokardem.

Srdce můžeme rozdělit na dvě poloviny. Každou polovinu tvoří komora (ventriculus) a síň (atrium) a mezi každou komorou a síní je chlopeň, která zajišťuje jednosměrný proud krve. Mezi pravou komorou a síní je trojcípá chlopeň (valvula tricuspidalis) a mezi levou komorou a síní je dvojcípá mitrální chlopeň (valvula bicuspidalis). Dalšími chlopněmi v srdci jsou poloměsíčité chlopně oddělující levou komoru od aorty a pravou komoru od plicní tepny.

Každá dutina je vystlána endokardem, který pevně srůstá s myokardem. Vlákná myokardu jsou kratší a silnější oproti vláknům kosterního svalu. Jednotlivá vlákna se rozvětvují a vzájemně propojují, čímž vytváří pevnou síť myokardu.

Výživa myokardu je zajištěna koronárními tepnami kolem myokardu. Pravá a levá koronární tepna vychází z aorty a postupně se rozvětvuje na velké množství vlásečnic prostupujících myokardem [2], [3], [4].



Obrázek 1: Anatomie srdce [8].

2.1.2 Srdeční cyklus

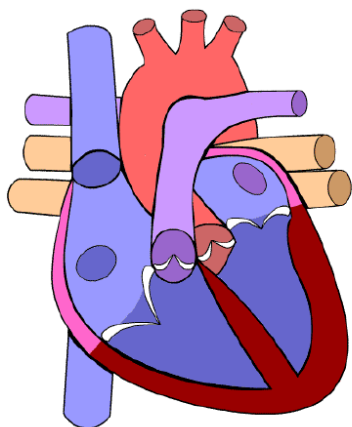
Pro rytmickou tvorbu vzruchů v srdci jsou potřeba elektrické děje a jejich správné rozvedení po myokardu. Podnět ke kontrakci vzniká v převodní soustavě srdce. AP vzniká v sinoatriálním (SA) uzlu, pokračuje atrioventrikulárním (AV) uzlem a Hisovým svazkem dělícím se na Tawarova raménka předsíněmi až ke komorám. Toto vodivé spojení komor a předsíní se nazývá atrioventrikulární junkce.

AP je pro srdeční buňku důvod ke kontrakci. Je tedy nutné, aby se elektrický vzruch přeměnil na svalový stah. To nám umožňuje mechanismus spřažení excitace s kontrakcí. Převedení vzruchu z membrány k myofibrilám v buňce zajišťují ionty Ca^{2+} .

Pro popis srdečního cyklu rozlišujeme dvě základní části: systolu (stah myokardu) a diastolu (relaxace myokardu). Obě části se dále dělí na jednotlivé fáze podle objemových a tlakových změn v komorách. Fáze systoly můžeme rozdělit na fázi *izovolumické kontrakce*, ve které roste v komorách tlak, ale objem zůstává konstantní, a *fázi ejekční*, kdy se objem zmenšuje, ale tlak naproti tomu zůstává relativně stejný. Máme také dvě fáze diastoly a to fázi *izovolumické relaxace* – TK v komoře klesá, ale objem zůstává na stejné hodnotě, a *plnicí fázi* – tlak zůstává konstantní, ale objem komor roste. Délka trvání srdečního cyklu je nepřímo úměrná jeho frekvenci. Například při frekvenci 75 úderů za minutu trvá jeden srdeční cyklus asi 0,8s. Přičemž systola trvá asi 1/3 cyklu a diastola zaujímá zbylé 2/3. Tlakově objemové změny v síních a komorách se přenášejí na velké žíly, lze je tedy monitorovat flebogramem. Tlakové změny v tepnách potom pomocí sfygmogramu.

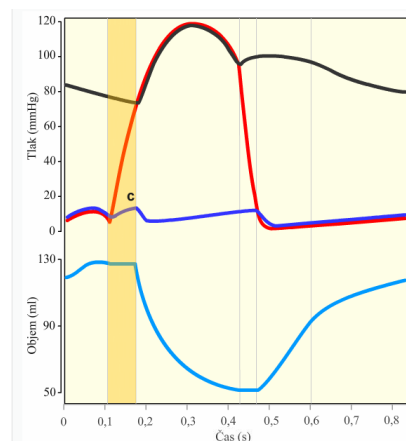
Když se šíří AP komorovou svalovinou, dochází k její kontrakci (fáze **izovolumické kontrakce**), dochází k zvyšování tlaku uvnitř komor, který záhy převyší tlak v síních. Zvýšení tlaku v komorách způsobí změnu tlakového gradientu, to způsobí zpětný tok krve do

síni. Aby se zpětnému toku zamezilo, uzavřou se cípate chlopně. V této fázi jsou uzavřeny i chlopně poloměsíčité. Objem komor je v této fázi konstantní (asi 130ml) vzhledem k uzavření cípate i poloměsíčité chlopně. Tato fáze trvá asi 60ms. Žilní flebogram nám znázorňuje vzestup tlaku v pravé síni vlnou “c” jako následek vyklenutí atrioventrikulárních chlopní. Částečný podíl na vlně “c” má i zpětný tok krve z komor do síni. Tlak v tepnách se v této fázi nemění, zůstává na hodnotách diastolického tlaku. Během této fáze se na fonokardiogramu objevuje první ozva. Tato fáze se na EKG zobrazí jako komplex QRS [2], [9].



Obrázek 2: Fáze izovolumické kontrakce [9].

Kontrakce je znázorněna ztmavnutím svaloviny.

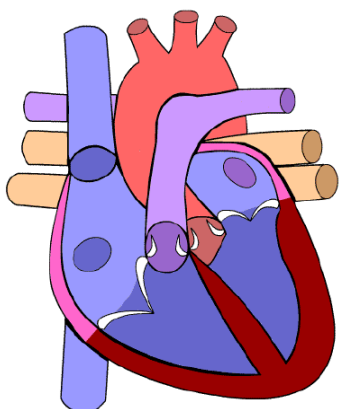


Obrázek 3 Tlakově objemové změny izovolumické kontrakce [9].

Červená křivka - tlak v levé komoře, černá - tlak v aortě, tmavě modrá - tlak v pravé síni, světle modrá - objem krve v komoře.

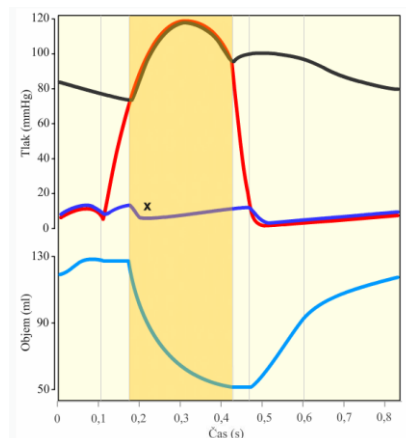
V ejekční neboli **vypuzovací fázi** dochází ke stoupaní tlaku v komorách (levá komora 120-140mmHg, pravá komora 20-30mmHg). Jakmile tento tlak převyší diastolický tlak v tepnách otevírají se poloměsíčité chlopně a krev je vypuzována z levé komory do aorty a z pravé do plicnice. Cípate chlopně jsou nadále uzavřeny, protože tlak v síních je nižší než tlak v komorách. Do poloviny fáze tlak v komorách ještě roste, potom až do konce systoly klesá. Když má tlak v komorách nižší hodnotu než v tepnách, poloměsíčité chlopně se uzavřou a systola končí. Ejekční fáze trvá přibližně 200 ms. Nejvyšší tlak v levé komoře během vrcholu ejekční fáze je asi 120 mmHg, v pravé komoře je kole 25 mmHg což odpovídá systolickému tlaku. V druhé části ejekční fáze tlak v obou komorách začíná klesat (snižuje se tlakový gradient mezi komorami a velkými cévami je krev vypuzována pomaleji). Pokud je pacient v klidu, z každé komory je vypuzeno asi 70 ml krve = systolický objem. V této fázi také dochází ke zvětšení objemu síni a k poklesu intraatriálního tlaku, který se projeví vlnou x. Pokles tlaku v síních urychluje žilní návrat. Na začátku této fáze dochází k vzestupu tlaku ve velkých tepnách kvůli vypuzení krve z komor. V této fázi dochází k odečtu systolického

tlaku 120 mmHg ve velkých tepnách a 25 mmHg v plicnici. Na EKG tuto fáze registrujeme jako segment ST [2], [9].



Obrázek 4: Ejekční fáze [9].

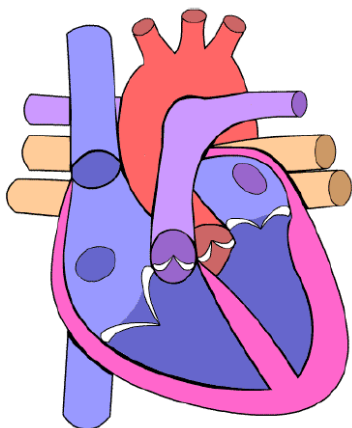
Kontrakce je znázorněna ztmavnutím svaloviny.



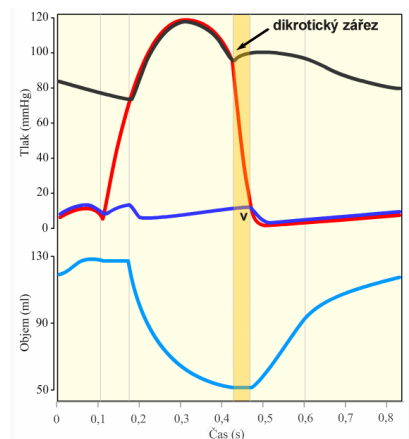
Obrázek 5: Ejekční fáze - tlakově objemové změny [9].

Červená křivka - tlak v levé komoře, černá - tlak v aortě, tmavě modrá - tlak v pravé síni, světle modrá - objem krve v komoře.

Ve fázi **izovolumické relaxace** jsou nejdříve všechny chlopně uzavřeny na základě tlakového gradientu. Tato fáze začíná jakmile se uzavřou poloměsíčné chlopně (po převýšení tlaku cév nad komorovým tlakem). Cípaté chlopně zůstávají nadále uzavřené, protože tlak krve v síních je pořád nižší než tlak v komorách. Objem krve v komorách zůstává konstantní asi 60ml, naproti tomu tlak v komorách klesá až se dostává ke konci fáze k nulovým hodnotám. Doba trvání celé fáze je asi 50ms. Do obou síní přitéká žilní krev hromadící se před uzavřenými cípatými chlopněmi. Intraartiální tlak stoupá (vlna v). TK v malém i velkém oběhu klesá až do uzavření poloměsíčných chlopní, což se projeví ještě dalším poklesem a následuje prudké stoupání, tento element se nazývá dikrotický zářez. Na EKG se tato fáze projevuje nulovou izolinií za segmentem ST [2], [9].



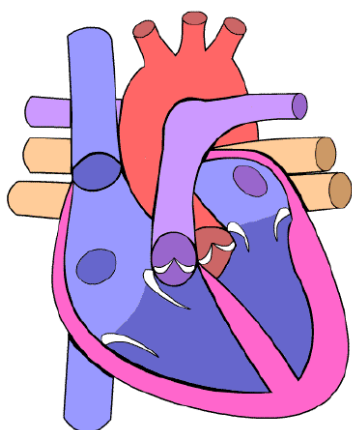
Obrázek 6: Izovolumická relaxace [9].



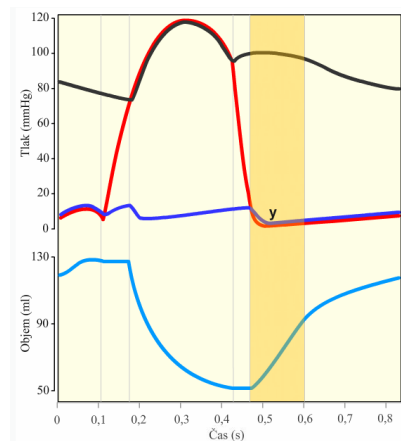
Obrázek 7: Izovolumická relaxace – tlakově objemové změny [9].

Červená křivka - tlak v levé komoře, černá - tlak v aortě, tmavě modrá - tlak v pravé síni, světle modrá - objem krve v komoře.

V poslední, **plnicí fázi** dochází k dalšímu poklesu nitrokomorového tlaku až k diastolickému (skoro nulovému) tlaku komory. Potom tlak opět mírně stoupá a v levé komoře dosáhne na konci diastoly asi 16 mmHg. Objem komor se zvyšuje, tento děj rozdělujeme na další tři fáze: na fázi rychlého plnění, pomalého plnění a diastázu. Na konci plnicí fáze se rychlost plnění komor mírně zrychlí z důvodu systoly síní [2], [9].



Obrázek 8: Plnicí fáze [9].



Obrázek 9: Plnicí fáze – tlakově objemové změny [9].

Červená křivka - tlak v levé komoře, černá - tlak v aortě, tmavě modrá - tlak v pravé síni, světle modrá - objem krve v komoře.

2.2 Proudění krve

Vlastní tok krve je způsoben rozdíly tlaků mezi jednotlivými úseky systému. Tlakový gradient je vytvářen myokardem, umožňuje překonávat odpor v krevním řečišti. Podle následujícího vztahu (2.1), který je analogií Ohmova zákona:

$$Q = \frac{\Delta p}{R} \quad (2.1)$$

Kde Q je průtok krve, ΔP rozdíl tlaků na začátku a konci cévy, R periferní odpor, který je kladen toku krve [1].

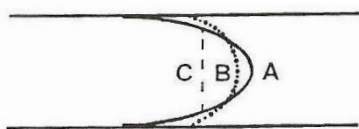
Po rozepsání předchozí rovnice dostáváme Hagenův-Poiseuilleův zákon uvedený níže: rovnice (2.2). Ten bere v úvahu viskozitu krve a geometrii cév.

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 \eta l} \quad (2.2)$$

Kde Q je průtok krve, ΔP rozdíl tlaků na začátku a konci cévy, r poloměr cévy, η viskozita krve a l délka cévy [1].

Z tohoto zákona vyplývá, že průtok krve je přímo úměrný čtvrté mocnině poloměru cévy. Můžeme si též odvodit, že důležitým mechanismem pro regulaci průtoku krve i velikost periferního odporu tedy i tlaku krve je poloměr cév.

Běžný tok krve je laminární, tedy všechny vrstvy krve v cévě se pohybují rovnoběžně, i když ne se stejnou rychlostí vlivem tření. Rozdělení jednotlivých vrstev krve v cévě má parabolický tvar od vrstev téměř s nulovou rychlostí (nejblíže ke stěně cévy) po vrstvy s maximální rychlostí (v podélné ose cévy). Kvůli různému stupni pružnosti a roztažnosti cév se parabolický profil mění v závislosti na druhu cévy. Klasický parabolický profil nalezneme v malých arteriích, kdežto ve větších arteriích se profil zplošťuje a v největších arteriích např. v hrudní aortě je profil téměř rovný - pístový [1], [2].



Obrázek 10: Rychlostní profily při laminárním proudění [1].

v arteriích různého průměru

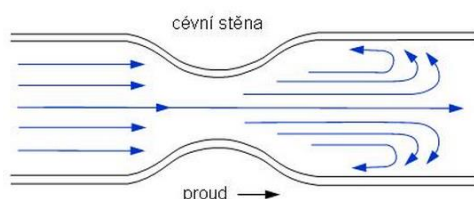
A-arterioly, B-střední arterie, C-velké arterie

Krev se pohybuje v cévách díky tlakovému rozdílu mezi tepennou a žilní částí systému vznikající činností srdce. Běžný tlak v aortě v době systoly je kolem 16 KPa, v diastole asi 10,5 KPa. Krev se tedy může pohybovat laminárně nebo turbulentně v závislosti na rychlosti proudění, poloměru cévy, nepřímo úměrně také na viskozitě krve a dalších fyzikálních vlastnostech.

Při laminárním proudění průtočný objem stoupá lineárně s tlakovým spádem avšak pouze do kritické hodnoty, kdy se laminární proudění začne měnit v turbulentní (začínají se tvořit víry) což zhoršuje tokové vlastnosti krve. Kritická hodnota Reynoldsova čísla se uvádí 1000. Nižší hodnoty charakterizují laminární proudění, naopak vyšší udávají proudění turbulentní. Toto číslo je odvozeno ze vzorce (2.3):

$$Re = \frac{v\rho r}{\eta} \quad (2.3)$$

Kde v je střední rychlost krve, r poloměr trubice, ρ hustota krve a η její viskozita [1].



Obrázek 11: Zúžení cévy za vzniku turbulentního proudění krve [10].

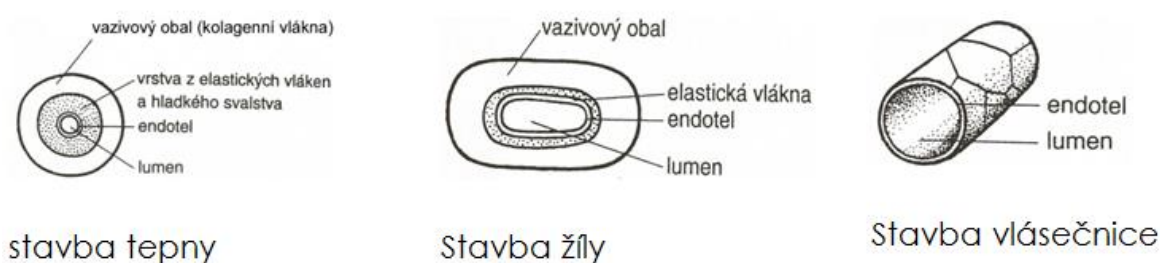
Za fyziologických podmínek je proudění laminární. Pokud vznikne proudění turbulentní, uslyšíme nad postiženým místem šelest. Pokud je vír krve dostatečně velký, lze jej i nahmatat. Turbulence využíváme při měření tlaku krve nepřímou metodou (Riva-Rocciho metoda). Manžeta ovinutá kolem paže stlačuje arterii brachialis. Pokud tlak v manžetě poklesne na systolický tlak, krev začne procházet zúženým místem a začnou se tvořit turbulence. To se projeví vznikem akustického chvění krve i cévy a vznikají tzv. Korotkovovy zvuky slyšitelné fonendoskopem [1], [2].

2.3 Mechanické vlastnosti cév

Krevní oběh má schopnost měnit aktivně i pasivně objem tedy průsvit cév. Tuto vlastnost mají především tepny díky svým strukturním složkám: kolagenu, elastinu a hladkého svalstva [1].

2.3.1 Stavba a vlastnosti cév

Stěny tepen a žil jsou tvořeny na vnější straně vrstvou vazivové tkáně obsahující kolagenní vlákna. Pro stěny velkých tepen je charakteristická další vrstva, obsahující velký počet elastických vláken spolu s hladkou svalovinou. U tepének je tomu jinak. Jejich stěny tvoří převážně hladké svalstvo a jen malé množství elastických vláken. V tepénkách je kladen proudění krve daleko větší odpor než v tepnách, protože mají menší průměr (menší než 100 μm). Tepny tedy dávají krevnímu oběhu pružnost, tepénky odpor. Stěny vlásečnic jsou tvořeny již jen jednou vrstvou plochých výstelkových buněk, zvanou endotel, což je nejvnitřnější vrstva cév. Průměr kapilár je asi 8 μm a tloušťka stěny 0,2 μm . Stěny žil mají slabou svalovinu. V dolních končetinách jsou v žilách kapsovitě chlopně, které brání zpětnému toku krve [4].



Obrázek 12: Stavba základních typů cév [4].

Elastická vlastnost cév je zajištěna vlákny kolagenu a elastinu. Jejich cílem je vytvářet elastické napětí cévní stěny a působit proti distenzní síle krevního tlaku beze ztráty energie. Skladba cév je uzpůsobena jejich funkci a řadí se do několika funkčních kategorií [2], [4], [12].

a) Pružníkové cévy

Jsou to především velké a středně velké tepny, mají převahu elastických vláken, ale jsou chudé na hladkou svalovinu. Jejich hlavním úkolem je vyrovnávat pulsační proud krve na ustálený krevní tok.

b) Rezistenční cévy

Tyto cévy mají převahu hladké svaloviny, patří sem tepénky a venuly. Jejich hlavním úkolem je udržovat tonus stěny, ten se podle potřeby upraví na odpovídající průsvit cévy. Čímž se reguluje periferní odpor a průtok krve [2].

c) Prekapilární sfinktery

d) Kapiláry

e) Arteriovenózní zkraty

f) Kapacitní cévy

Pro výpočet odporu, který reguluje rezistenční cévy můžeme použít vztah (2.4), který je analogii elektrickému odporu:

$$R = \frac{\Delta p}{Q} \quad (2.4)$$

Kde R je mechanický odpor cévy, Δp tlakový spád a Q průtok [1].

Odvozením od Poiseuilleova zákona je odpor dán vzorcem (2.5):

$$R = \frac{8\eta\Delta l}{\pi r^4} \quad (2.5)$$

Kde R je opět mechanický odpor, η viskozita krve, Δl délka cévy a r poloměr cévy [1].

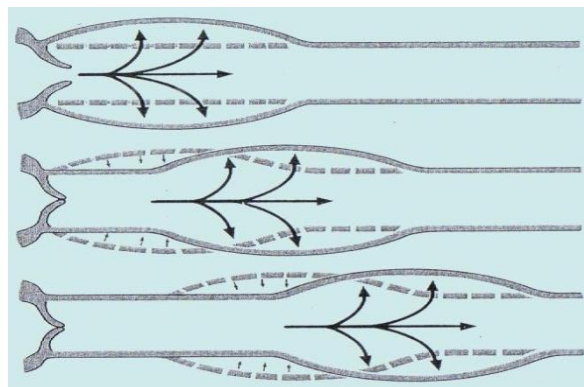
Jestliže předpokládáme, že viskozita krve je stále stejná, potom odpor závisí na geometrických vlastnostech dané cévy. Odpory jednotlivých cévních úseků vytváří celkový periferní odpor, v nichž největší odpor mají již zmíněné arterioly (tepénky) v těch dochází k největšímu tlakovému spádu [1].

2.3.2 Pružníkové cévy

Každá stěna arterie má tři základní části. Na povrchu je obalena vazivovým obalem – adventicií, střední svalovou vrstvu tvoří media a vnitřní intima. Tu lze ještě rozdělit na část vazivovou a endotelovou. Velké arterie, zvláště arterie v blízkosti srdce např. aorta. Mají navíc značnou část elastinu, pro vyrovnání pulsové vlny a zachování kontinuálního zásobení krví a kyslíkem periferního krevního řečiště během srdeční periody.

Funkci pružníkových tepen můžeme hodnotit na základě distenzibility (roztlačnosti) a compliance (poddajnosti). Při zvýšeném krevním tlaku, s aterosklerotickými pláty a s věkem funkce pružníkových tepen klesá.

Nejjednodušší metodou je v běžné praxi hodnocení rigidity určitého úseku tepenného řečiště; zde můžeme použít metodu hodnocení PWV (rychlosti pulsové vlny), kterou stanovíme na základě časového posunu pulsové vlny mezi dvěma místy při známé vzdálenosti těchto míst [1], [2], [6],[13].



Obrázek 13: Šíření pulsové vlny pružnickovými cévami [21].

2.3.3 Vznik pulsu

Srdce můžeme zjednodušeně popsat jako dvě sériově uspořádané pumpy, které čerpají krev z velkého a malého oběhu. Jednotlivé srdeční cykly způsobují pravidelné tlakové a tím i průtokové změny v krevním řečišti. To je znázorněné arteriální pulsovou křivkou.

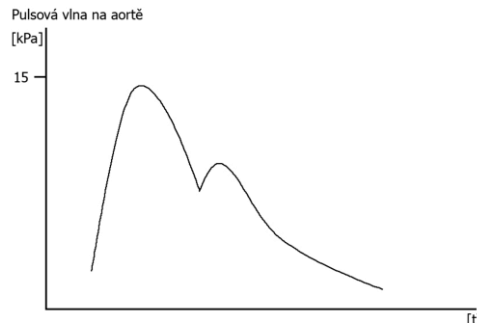
Srdce vypuzuje krev do aorty během jednotlivých srdečních cyklů. Při systole objem krve v levé komoře vypudí do aorty, čímž pohání tok v krevním řečišti, zatímco v diastole se tok krve zastaví. Tento děj je podkladem pro změny tlakového gradientu.

Tlak nejprve stoupá v proximální části aorty, kde se po systole nárazem nachází celý objem krve z levé srdeční komory. Zde se tedy nachází první tlakový gradient, který pokračuje k periferním arteriím a urychluje tok krve. Tlakový puls se dále šíří po arteriálním stromě. Pro příklad tlak naměřený na arteria radialis vzroste o 0,1s později než je tomu v aortě. Následuje doba, při které je distální tlak přechodně vyšší než proximální a tlakový gradient se obrátí. Opačný tlakový gradient ale neobráť směr toku krve ihned, protože krev získala moment hybnosti. Tok je ale zpomalený. Průtok krve je nejdříve urychlený, potom se ale zpomalí během tří cyklů. V průběhu dvou cyklů je proud virtuálně nulový. Okamžitý tok roste na základě druhého Newtonova pohybového zákona jak je patrné z rovnice (2.6) [14].

$$a = \frac{F}{m} \quad (2.6)$$

Kde a je velikost zrychlení, F působící síla a m hmotnost částic.

Doba, při které je průtok téměř nulový, se postupně zkracuje, jak krev protéká menšími cévami. V nejmenších cévách je již proud prakticky nepřetržitý, ačkoliv stále pulsuje.



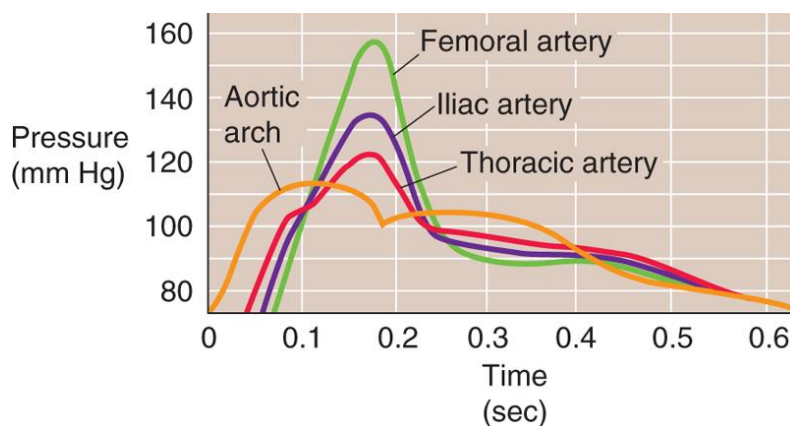
Obrázek 14: Pulsová vlna v aortě [7].

Tlaková křivka tedy putuje od svého vzniku (vypuzení krve) do periferií, kde při svém průběhu rozšiřuje průměr cév a je hmatná jako puls. Rychlost šíření u mladých lidí je v aortě asi $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, ve velkých arteriích asi dvojnásobek a v malých asi čtyřnásobek. S věkem se rychlost šíření pulsové vlny zvyšuje [4], [7], [13], [14].

2.3.4 Pulsová vlna v oddílech tepenného systému

Arteriální tepenný systém má složku pulsativní a kontinuální, která má za úkol ustalovat změny průtoku krve způsobené pulsovou vlnou. Aorta a další arterie s převahou elastických vláken mají za úkol minimalizovat pulsativní složku tlakové vlny, kde je část energie absorbována stěnami arterie. Tlaková vlna se směrem k periferním částem tepenného systému zvyšuje (z důvodu vyššího obsahu kolagenu ve stěnách cév) [20]. Rostoucí část vlny začíná být strmější a píky užší. Protože se pík postupně zvyšuje a minimální tlak snižuje, tlakový puls roste [5]. S rostoucí vzdáleností od srdce se průměr cév zmenšuje (je zde vyšší rezistence) díky čemuž dochází k odrazům primární vlny za vzniku vlny sekundární, které se pohybují opačným směrem a interferují s primární vlnou. Výsledná vlna je tedy součtem vlny primární a sekundární.

U zdravých osob je tedy centrální systolický TK nižší než na periférii, diastolický i střední tlak zůstává ve všech místech tepenného systému stejný. Obecně se tedy považuje systolický TK na paži za nadhodnocení centrálního TK. Dalším důležitým kritériem je i rychlost s jakou se sekundární vlna vrací a v které fázi srdečního cyklu dochází k součtu vln. Pokud jsou velké tepny dostatečně poddajné a sekundární vlna se s primární vlnou potká v diastole, zvýší se tím hodnota diastolického tlaku v aortě. S vyšší rigiditou (vyšší rychlost primární i sekundární vlny) roste i systolický tlak a tím i zátěž levé komory [20].



Obrázek 15: Změny pulsové křivky v tepenném systému [5].

Femoral artery - stehenní tepna, Aortic arch - aortální oblouk, Iliac artery - kyčelní tepna, Thoracic artery - hrudní aorta

3. Krevní tlak

Všeobecně tlak je definován jako síla působící na jednotku plochy podle vzorce (3.1):

$$p = \frac{F}{S} \text{ [Pa]} \quad (3.1)$$

Pro měření krevního tlaku je zavedena jednotka mmHg, výjimkou je měření centrálního žilního tlaku, který se měří v cmH₂O. Krevní tlak se udává jako relativní k normálnímu atmosférickému tlaku ($760 \text{ mmHg} \doteq 1,01325 \cdot 10^5 \text{ Pa}$). Přičemž 1 mmHg představuje 133,322 Pa.

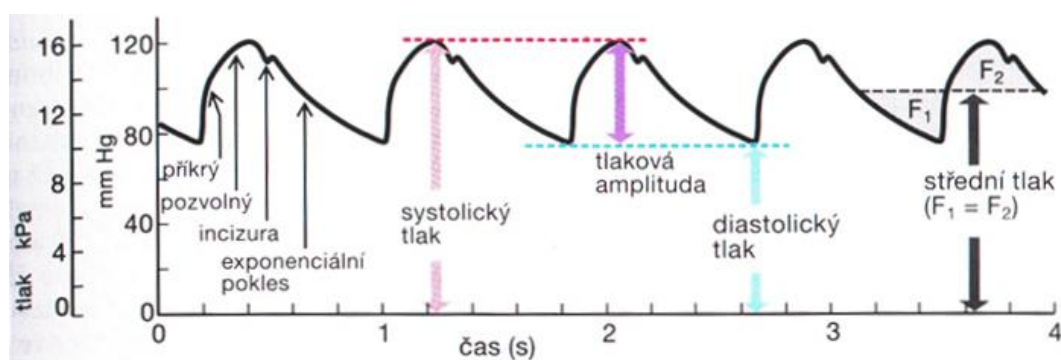
Arteriální krevní tlak patří k nejzákladnějším hemodynamickým parametrům oběhového systému. Kontrakcí srdečního svalu vzniká tlaková síla, která zapříčiňuje vypuzování krve do aorty a plicnice a která překonává odpor periferního cévního řečiště. Je to tlak, kterým krev působí na stěny cév i srdce. Čím více jsou cévy vzdáleny od aorty, tím nižší je v nich tlak. Podle místa, na kterém tlak měříme, rozeznáváme tlak centrální a periferní, arteriální a venózní.

Centrální krevní tlak je měřen pouze invazivně a to pomocí katetru přímo v srdečních komorách. Pokud hovoříme o periferním tlaku, hovoříme o tlaku naměřeného na končetinách. Nejčastěji se setkáváme s neinvazivním měřením krevního tlaku, kdy je manžeta umístěna na levé paži v úrovni srdce. Takto naměřené hodnoty arteriálního tlaku se nejvíce blíží hodnotám centrálního tlaku.

Srdce je pulsni pumpou, proto hodnota krevního tlaku během srdečního cyklu značně kolísá, mluvíme potom o systolickém tlaku (maximální hodnota krevního tlaku při vypuzení okysličené krve ze srdce, normální hodnota je asi 100-140 mmHg) a diastolickém tlaku (minimální hodnota krevního tlaku v cévě v době začátku ejekční fáze systoly komor, normální hodnota je asi 60-90 mmHg). Další hodnotou, která je důležitá pro oscilometrické měření krevního tlaku (TK) je střední arteriální tlak, je to průměrná hodnota TK během jedné srdeční akce. U zdravého člověka je to hodnota okolo 90mmHg. Nemůžeme jej ale vypočítat jednoduchým zprůměrováním systolického a diastolického tlaku, protože diastola trvá déle, přibližuje se tedy diastolickému tlaku. Pro výpočet středního arteriálního tlaku používáme vztah (3.2).

$$P_a = P_{diast} + (P_{sys} - P_{diast})/3. \quad (3.2)$$

Kde P_a je střední arteriální tlak, P_{diast} je diastolický tlak, $P_{sys} - P_{diast}$ je tlaková amplituda tedy rozdíl systolického a diastolického tlaku TK.



Obrázek 16: Tlaková křivka v aortě-přímé měření [15].

Krevní tlak kolísá také během dne, ročního období, při každém tepu naměříme jinou hodnotu v závislosti na fyzickém i psychickém stavu člověka. Hodnota TK je nejvyšší ráno po probuzení a začátku běžných aktivit, maximální hodnoty bývají naměřeny okolo deváté hodiny. Během dne klesá, maxima opět dosáhne mezi šestnáctou až devatenáctou hodinou. Poté opět klesá a dosahuje svého minima zhruba kolem půlnoci až třetí hodiny ranní. TK se též mění v průběhu života, s věkem se zvyšuje. Normální tlak zdravého jedince je asi 120/80 mmHg. TK je mimo jiné závislý i na periferní cévní rezistenci, viskozitě krve, minutovém srdeční výdeji, aktuální poloze těla nebo některých lécích [1], [2], [13], [14], [15], [22], [24].

3.1 Historie měření krevního tlaku

Prvním impulsem pro zkoumání krevního tlaku byl objev Williama Harveyho, který již v roce 1616 popsal funkci krevního řečiště v lidském těle. V roce 1628 popsal, že pokud nařizneme arterii, krev z ní tryská jakoby pod tlakem.

O pár let později byl proveden první pokus měření krevního tlaku. Konkrétně bylo toto měření provedeno anglickým fyziologem Stephenem Halesem v roce 1733. Při tomto pokusu zavedl ležícímu koni do arterie carotis tenkou měděnou trubičku napojenou na dlouhou skleněnou trubici a zkoumal, do jaké výšky se krev vyšplhá.

Inovací metody byl vynález francouzského fyziologa Jeana Poiseuilleho. Jeho metoda byla opět krvavou metodou, ale místo dlouhé trubice se použila skleněná trubice ve tvaru U naplněná rtutí, ve které se sledovalo o kolik milimetrů se rtuť posune a v závislosti na tom se odečítal krevní tlak. Tento objev je základem i dnešních rtuťových manometrů.

Až do 19. Století se krevní tlak mohl měřit jen tzv. krvavou metodou, tudíž se toto měření nemohlo aplikovat na člověka. Později se objevovali návrhy nepřímé metody měření TK. První neinvazivní metoda měření krevního tlaku přístrojem, který je podobný dnešnímu vynalezl v roce 1896 italský fyziolog Scipione Riva-Rocci. Tehdejší přístroj měl duši z jízdního kola místo manžety, ta přenášela hadičkou naměřený tlak z předloktí do rtuťového manometru, nafukovacího balonku pro huštění manžety. Tento přístroj ale měřil jen systolický tlak z důvodu palpační metody měření pulsu.

V roce 1905 tuto metodu vylepšil ruský lékař Nikolaj Sergejevič Korotkov a to použitím stetoskopu. Mohl potom na rozdíl od Riva-Rocciho metody zjišťovat tlak systolický i diastolický. Proto se slyšitelné pulsace dodnes označují jako Korotkovovy šelesty [11], [15], [16], [22], [23].

3.2 Možnosti měření krevního tlaku

Při měření arteriálního krevního tlaku existují dvě hlavní skupiny a to invazivní měření pomocí katetru nebo neinvazivní. Neinvazivní měření krevního tlaku využívá manžety, která omezuje průtok krve v arterii. Přirovnáváme potom tlak v manžetě k tlaku v arterii. Neinvazivní metody měření TK lze dále rozdělit na metody kontinuální a nespojitě v čase. Nespojitě metody nám poskytují jednotlivé hodnoty krevních tlaků získané za dobu měření, který však zahrnuje mnoho srdečních cyklů. Všechny metody používají okluzní manžetu, která je připevněna na některé končetině, nebo prstu. Mezi nespojitě metody měření TK řadíme:

- Auskultační metoda
- Oscilometrická metoda
- Objemově - oscilometrická metoda
- Ultrazvuková metoda
- Infrazvuková metoda
- Palpační metoda
- Metodu impedanční reografie

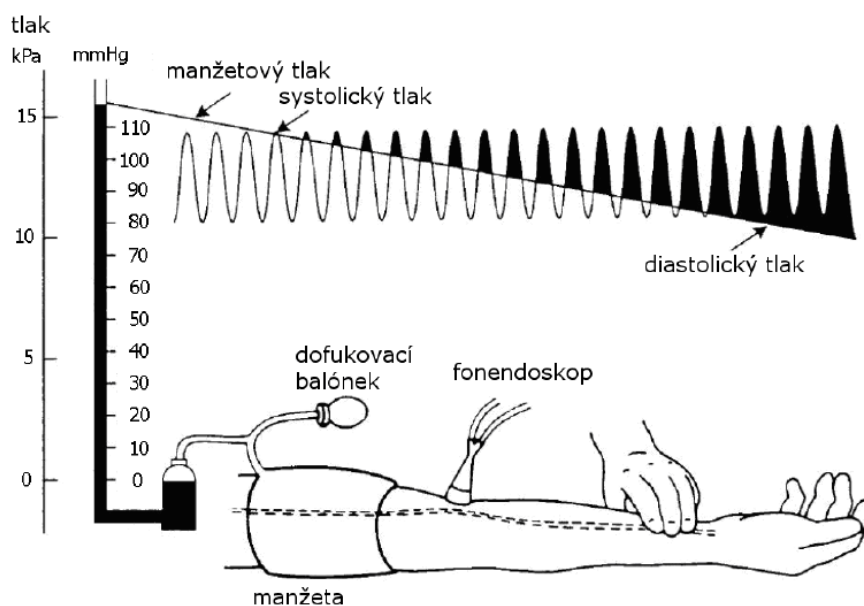
Nejčastěji používanou metodou je auskultační a oscilometrická, na jejímž principu je založena většina elektronických tonometrů. Nejjednodušší metodou je metoda palpační, kterou však lze měřit pouze systolický krevní tlak. Tato metoda je pouze orientační.

Přímá (invazivní) metoda měření TK je založena na přímém spojení s krevním řečištěm. To může být řešeno dvěma způsoby a to buď přes sloupec kapaliny, anebo je snímač vložen přímo do krevního řečiště do místa, kde má měření probíhat. V principu jde o umístění katetru popř. sondy s měničem přímo do krevního řečiště, přičemž snímač je umístěn vně nebo uvnitř těla pacienta. Celý systém je naplněný nestlačitelnou kapalinou (např. fyziologickým roztokem s přídavkem heparinu, který zabraňuje srážení krve). Do systému nesmí proniknout vzduchová bublina a do katetru nesmí proniknout krev. Tato metoda je používána jen zřídka, její výhodou je měření tlaku nejen v tepnách, ale i v žilách a v srdci.

Nepřímá metoda je založena na několika fyzikálních principech, tlak je ale možné měřit jen v některých artériích [11], [17], [19], [22], [23], [24].

3.2.1 Auskultační metoda

Auskultační metoda je založena na poslechu Korotkovových ozev v loketní jamce. Tyto zvuky lze snímat fonendoskopem (subjektivně) nebo mikrofonom (elektronicky) umístěným pod manžetou. Korotkovovy ozvy vznikají v důsledku vzniku turbulentního proudění v zúžené artérii. První ozvy se objeví, jakmile se snižující se tlak v manžetě přiblíží hodnotě systolického TK. V tomto okamžiku proudí krev deformovanou arterií pouze částečně. Krev však protéká, pouze když tlak krve překoná deformaci manžety. V okamžiku, kdy je arterie deformovaná - zúžená, proudění krve je turbulentní a jsou slyšet charakteristické Korotkovovy zvuky, jejichž frekvence je stejná jako tepová frekvence. Maximální hlasitost těchto zvuků zachytíme při dosažení středního arteriálního tlaku. Diastolický tlak odpovídá situaci, kdy ozvy vymizí, nebo dojde k výraznému zeslabení hlasitosti. Princip auskultační a palpační metody je znázorněn na obrázku [11], [15], [23], [25].



Obrázek 17: Princip palpační a auskultační metody měření krevního tlaku [25].

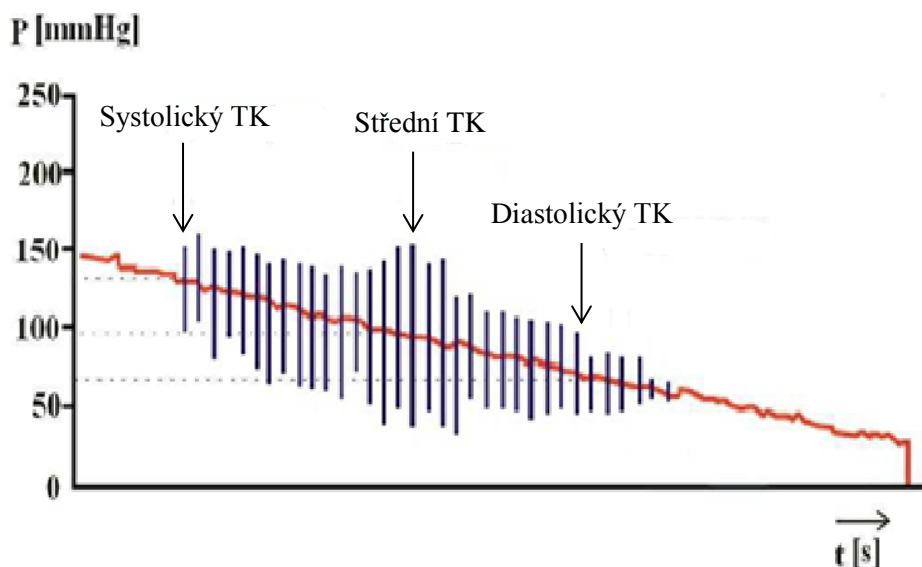
3.2.2 Oscilometrické měření krevního tlaku

Na oscilometrickém měření krevního tlaku jsou založeny tonometry určené pro domácí použití. Manžetu umístíme na paži v úrovni srdce, ta se nafoukne na tlak, který má vyšší hodnotu než předpokládaná hodnota systolického tlaku (kolem 180 mmHg). Tlak v manžetě se postupně snižuje a začínají se objevovat oscilace, které jsou způsobeny prouděním krve přes deformovanou artérii. Ty jsou následně snímány a vyhodnocovány, amplituda oscilací je závislá na rozdílu tlaku uvnitř a vně tepny. Jakmile amplituda oscilace dosáhne maximální hodnoty, odečítá se střední arteriální tlak. Další snižování tlaku v manžetě vede k zeslabení až úplnému vymizení oscilace. Podle XX je systolický tlak zaznamenán v okamžiku kdy začnou oscilace v manžetě prudce vzrůstat - je to okamžik, kdy amplituda oscilací nabude 55% svého maxima. Naopak diastolický tlak může být stanoven, když oscilace začnou prudce klesat - tedy když amplituda dosáhne 85% maxima. Amplituda oscilací je závislá na rozdílu tlaku uvnitř a vně tepny (transmurální tlak). Pro vyhodnocení amplitudy oscilací a tím i zjištění krevního tlaku je nutné nalézt obálku signálu, to lze provést např. interpolací.

Hlavním problémem této metody je její nepřesnost z důvodu nejasného vyhodnocení systolického a diastolického tlaku, které jsou matematicky určovány např. prostřednictvím obálky oscilometrických pulsací. Každá firma používá vlastní algoritmy pro výpočet tlaků, které jsou přísně utajovány. Proto nelze nestranně zajistit přesnost a reprodukovatelnost dat.

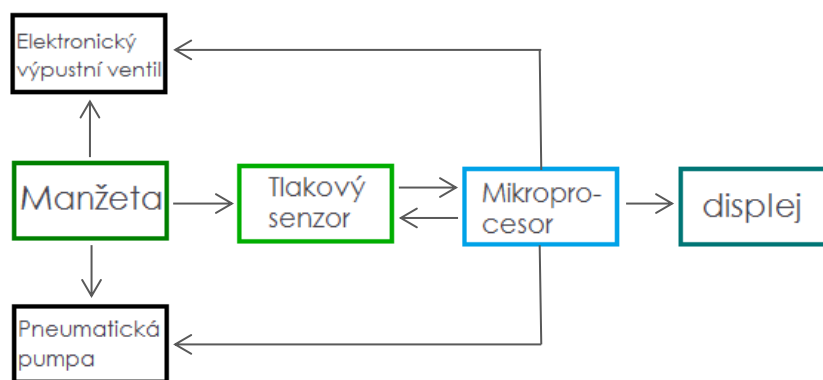
Z časových intervalů, které jsou přítomny mezi oscilacemi lze zprůměrováním vypočítat puls. Přesnost měření je ohrožena především pohybem pacienta. U pacientů, kteří

jsou oběhově nestabilní, v šoku nebo se srdečními arytmiemi je indikováno měření invazivní z důvodu nedostatečně přesné hodnoty při neinvazivním měření TK. Problematické může být také měření na obézních pacientech. Na obrázku 17 vidíme už vyfiltrovaný signál oscilací, jsou zde také naznačeny okamžiky odpovídající systolickému, diastolickému a střednímu krevnímu tlaku. Průběh tlaku a oscilace v manžetě jsou znázorněny na obrázku 18. [11], [15], [18], [19], [23], [24], [25].



Obrázek 18: Průběh oscilací a tlaku při oscilometrickém měření TK [18].

Po spuštění vlastního měření je uzavřen elektromagnetický ventil, který je potřebný k rychlému vypouštění manžety. Po uzavření ventilu je vzduchovou pumpou manžeta nafouknuta na zvolený tlak, který musí být vyšší než systolický TK (nejčastěji 180 mmHg). Potom se začne vzduch z manžety velmi pomalu vypouštět malým otvorem o průměru několika desetin milimetru. Tlak měříme pomocí vhodného snímače a A/D převodníku. Zjednodušené blokové schéma je uvedeno na obrázku 19. Manžeta je spojena s elektronickým výpustním ventilem, tlakovým senzorem a pneumatickou pumpou. Tlakový senzor je z jedné strany spojen s manžetou, z druhé potom mikroprocesorem, který je z druhé strany spojen s displejem. Mikroprocesor řídí celé měření a matematicky dopočítává tepovou frekvenci dále také hodnotu systolického a diastolického tlaku.



Obrázek 19: Blokové schéma oscilometrického měřidla TK [25].

Klasické elektronické tonometry používané v domácnostech, terénu a ambulancích jsou dodávány jako bateriově poháněné samostatné přístroje. Pro klinické využití slouží neinvazivní tonometry, které jsou většinou součástí monitoru životních funkcí. Tyto tonometry mají automatické cyklování, které umožňuje pravidelné automatické měření krevního tlaku. Při tomto způsobu měření TK má pacient manžetu umístěnou stále na paži. Pro zabránění pohybu je manžeta napuštěna stále na hodnotu asi 15 mmHg. Tento tlak manžety však musí umožnit fyziologický průtok krve arterií mezi měřeními. Toho je dosaženo pomocí elektromagnetického ventilu, který je umístěn na vypouštěcím ventilu [24].

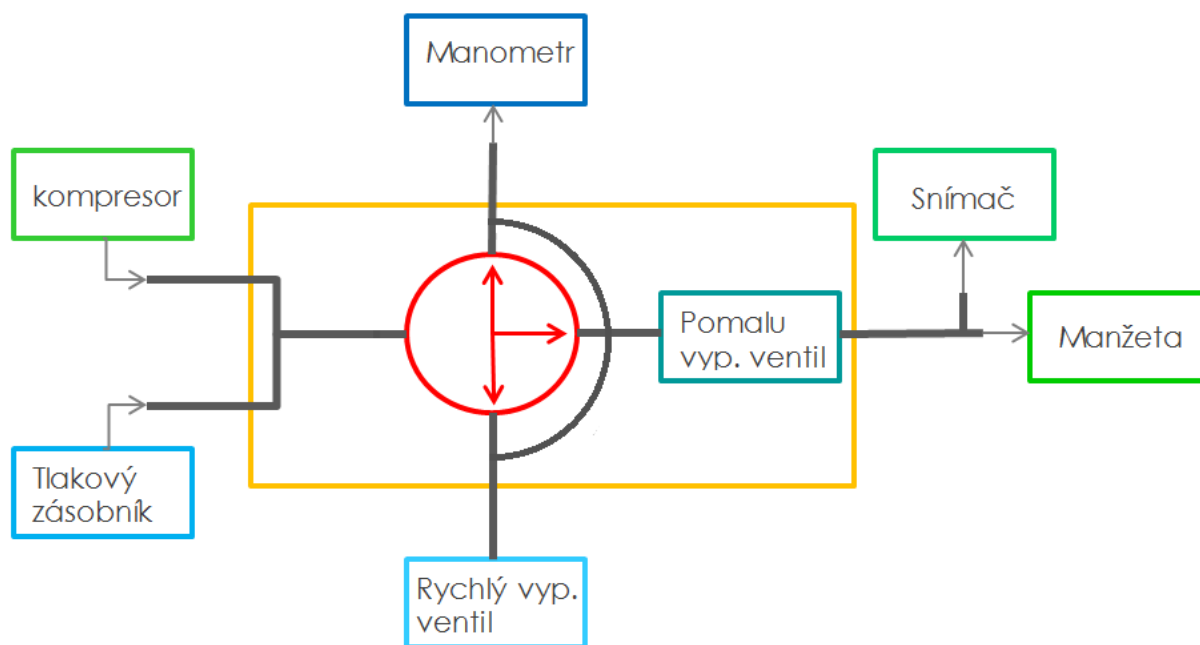
Nejčastější chyby jsou u oscilometrického měření TK způsobeny pohybovými artefakty, nesprávným nasazením manžety nebo špatnou polohou těla. Při měření TK oscilometrickou metodou musí být pacient vsedě a zcela uvolněn. Důležité je také správné umístění manžety. Pokud manžetu umístíme příliš nízko pod úroveň srdce, naměříme zkreslené vyšší hodnoty TK. Pro přesné měření je nutné vyšetření opakovat nejméně po pěti minutových intervalech z důvodu navrácení arterie do původního stavu. Obecným předpokladem pro diagnostiku TK je klid, absence alkoholu, stresu a kávy [18].

4. Popis principu demonstrace oscilometrického měření

4.1 Teoretický popis

Výukový program pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku slouží pro seznámení a pochopení principu této metody studenty Lékařské fakulty Masarykovy univerzity. Oscilometrická metoda je založena na detekci středního arteriálního tlaku. Hodnoty tlaku systolického a diastolického jsou matematicky dopočítány stejně tak jako tepová frekvence.

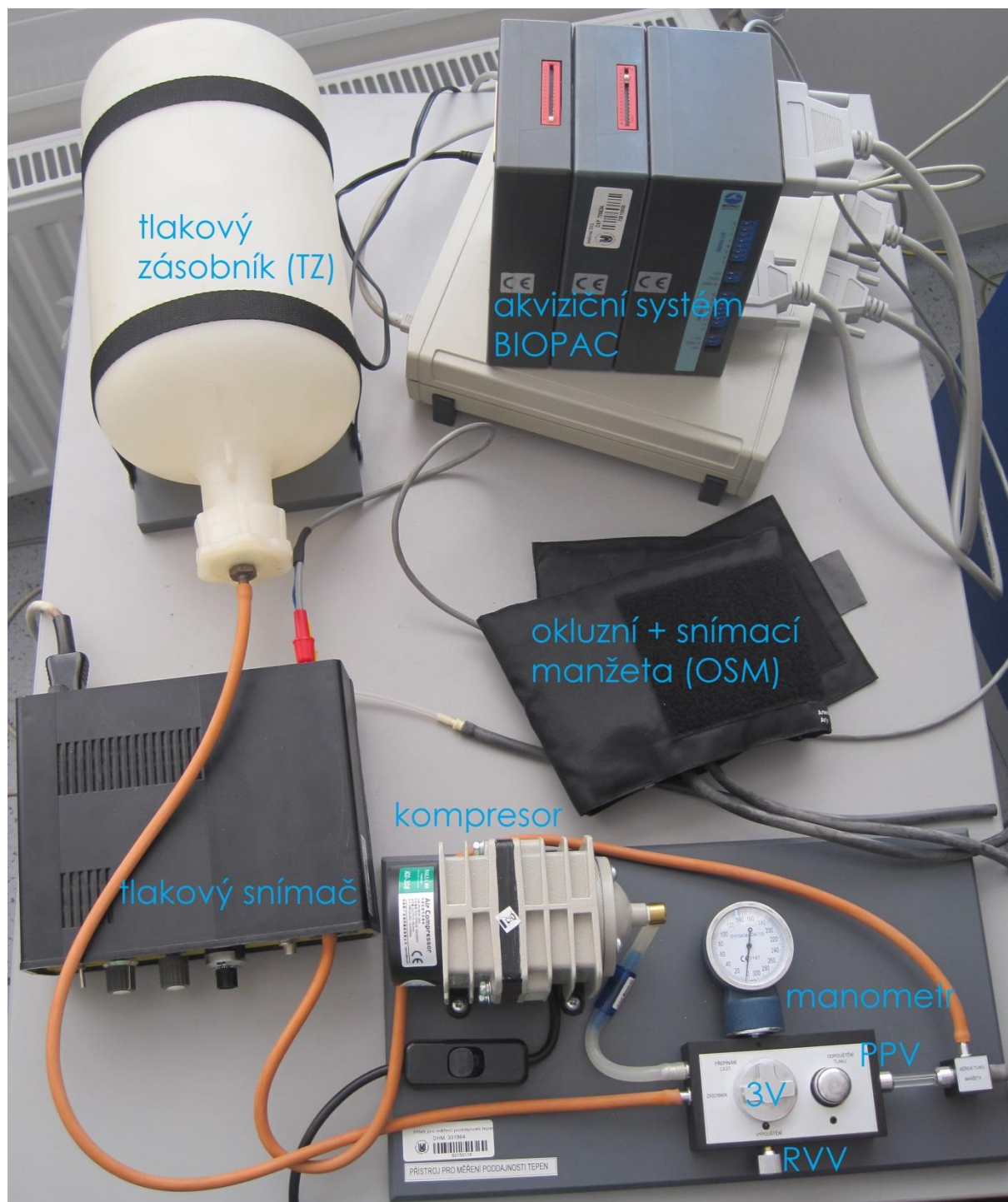
Pomocí sfygmografu umístěného na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity jsme vyšetřili celkem deset dobrovolníků z řad studentů. Tito dobrovolníci byli všichni zdraví a netrpěli arytmiemi nebo jinými srdečními poruchami. Před vlastním měřením tlaku sfygmografem jsme změřili kontrolní hodnoty krevního tlaku profesionálním automatickým přístrojem OMRON HEM – 907. Na obrázku 20 je uvedeno blokové schéma námi používaného sfygmografu. Na obrázku 21 je tento sfygmograf vyfotografován.



Obrázek 20: Blokové schéma sfygmografu navržené Ing. Jiřím Moudrem.

Sfygmograf používaný pro na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity slouží výhradně pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku pro studenty Lékařské fakulty. Níže vyfotografovaný přístroj má většinu komponentů stejných jako elektronické oscilometrické tonometry. Sfygmograf je sestaven na půdě fakulty, proto většina dílů je převzata z jiných přístrojů. Kolem levé paže vyšetřovaného pacienta je umístěna manžeta, která je zároveň snímací i okluzní. Tato manžeta je převzata z klasického rtuťového tonometru. Tlakový snímač má na výstupu dynamické rozpětí $\pm 5V$, vstupní tlak může být v rozmezí 0 – 200 mmHg. U snímače je možné měnit zesílení zesilovače hrubě ve čtyřech stupních, přičemž v každém stupni lze zesílení měnit v intervalu od nuly do jedné. Vpravo nahoře je umístěn akviziciční systém BIOPAC pro digitalizaci výstupního signálu. Plastová nádoba umístěná vlevo nahoře slouží jako tlakový zásobník. Přístroj je limitován hlavně materiálem této nádoby, u které se nedoporučuje tlak vzduchu vyšší než 180 mmHg. Ve spodní části obrázku je umístěn kompresor, manometr a hlavní ovládání sfygmografu. Trojcestným ventilem (3V) lze ovládat přepouštění vzduchu do zásobníku a manžety. Pomalým vypouštěcím ventilem (PPV) manuálně vypouštíme vzduch při záznamu signálu asi o 10 mmHg. Rychlým vypouštěcím ventilem (RVV) odstraníme zbytek vzduchu v manžetě

přítomným po změření signálu. Celé měření je prováděno manuálně, proto lze tento proces měření krevního tlaku označit pouze za orientační.



Obrázek 21: Sfygmograf

Na levé paži byla umístěna manžeta, která plnila funkci okluzní i snímací manžety. Nejdříve jsme tlakový zásobník natlakovali na 170 mmHg, poté jsme vzduch za použití trojcestného ventilu (3V) přepustili do manžety, čímž tlak lehce poklesl, proto bylo nutné opět

dopustit na hodnotu tlaku 170 mmHg. Pomocí trojcestného ventilu (3V) byl zásobník následně odpojen. V tomto okamžiku začalo zaznamenávání signálu. Po přibližně každých deseti sekundách jsme snižovali tlak v manžetě o 10 mmHg až do hodnoty 20 mmHg. To bylo realizováno pomalým přepouštěcím ventilem (PPV). Měření bylo ukončeno jakmile tlak v manžetě dosáhl hodnoty 20 mmHg. Zbývající vzduch jsme z manžety vypustili pomocí rychlého vypouštěcího ventilu (RVV). Vzorkovací frekvenci jsme nastavili na 200 Hz.

Uvedený postup je patrný z níže uvedených obrázků. Kde na obrázku 21 vidíme napouštění vzduchu do zásobníku, na obrázku 22 se vzduch přepouští manžety a vyrovnává se úbytek tlaku, který vznikl přepuštěním vzduchu do manžety. Po tomto kroku je přístroj připraven k použití a pro zaznamenávání signálu je spuštěn příslušný program na počítači. Na obrázku 23 je měření ukončeno a přebytečný vzduch z manžety vypuštěn



Obrázek 22: Napouštění do zásobníku.

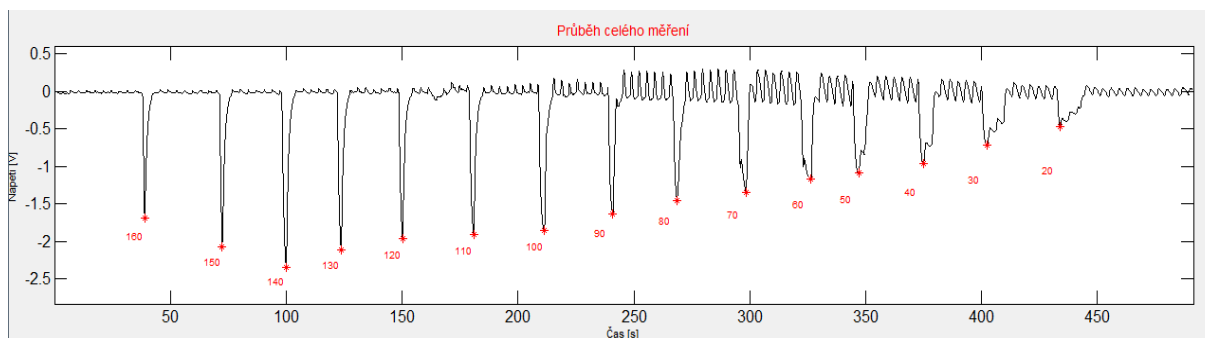


Obrázek 23: Přepouštění do manžety.



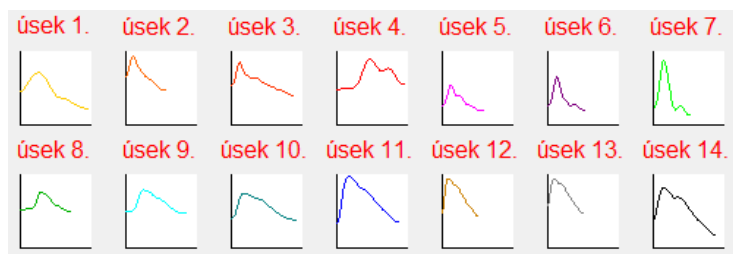
Obrázek 24: Vypuštění vzduchu.

Při zpracování signálu v prostředí Matlab, jsem nejdříve detekovala jednotlivé vrcholy vzniklé při vypouštění manžety na tlak o 10 mmHg menší. Jednotlivé popisky značí vyfouknutí manžety na daný přítlak. Pro představu je tento krok znázorněn na obrázku 24.

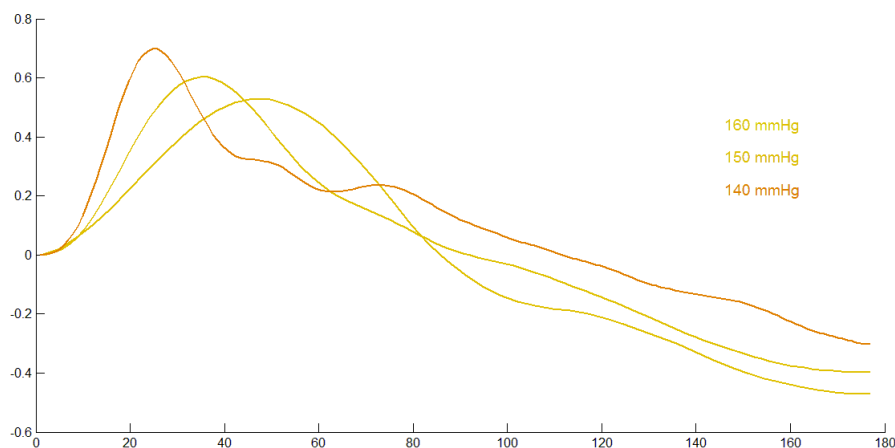


Obrázek 25: Detekce píků vypouštění.

Potom jsou detekovány úseky mezi vrcholy. Z každého úseku je vybrána vždy čtvrtá vlnka (pulsová vlna). Vlny jsou potom každá zobrazena v malých axes (okna pro zobrazení signálu) pro snadnější výběr. Tuto část programu znázorňuje obrázek 26. Čtvrtá vlna byla vybrána z toho důvodu, že všechny dostupné signály mají alespoň čtyři pulsové vlny a také proto, že počáteční vlny bývají zkresleny důsledkem předchozího snížení tlaku. Jednotlivé vlny lze vykreslit samostatně i v porovnání s ostatními vlnami a zkoumat tak změnu výšky i tvaru jednotlivých pulsových vln. Všechny vlny jsou pro lepší hodnocení upraveny tak, aby všechny měly stejnou délku a začínaly vždy ve stejném bodě. Jejich výšky jsou normalizovány pro jednodušší hodnocení. Vykreslení několika pulsových vln můžeme vidět na obrázku 27.



Obrázek 26: Vykreslení všech pulsových vln.



Obrázek 27: Vykreslení výběru pulsových vln.

5. Zpracování programu v prostředí Matlab

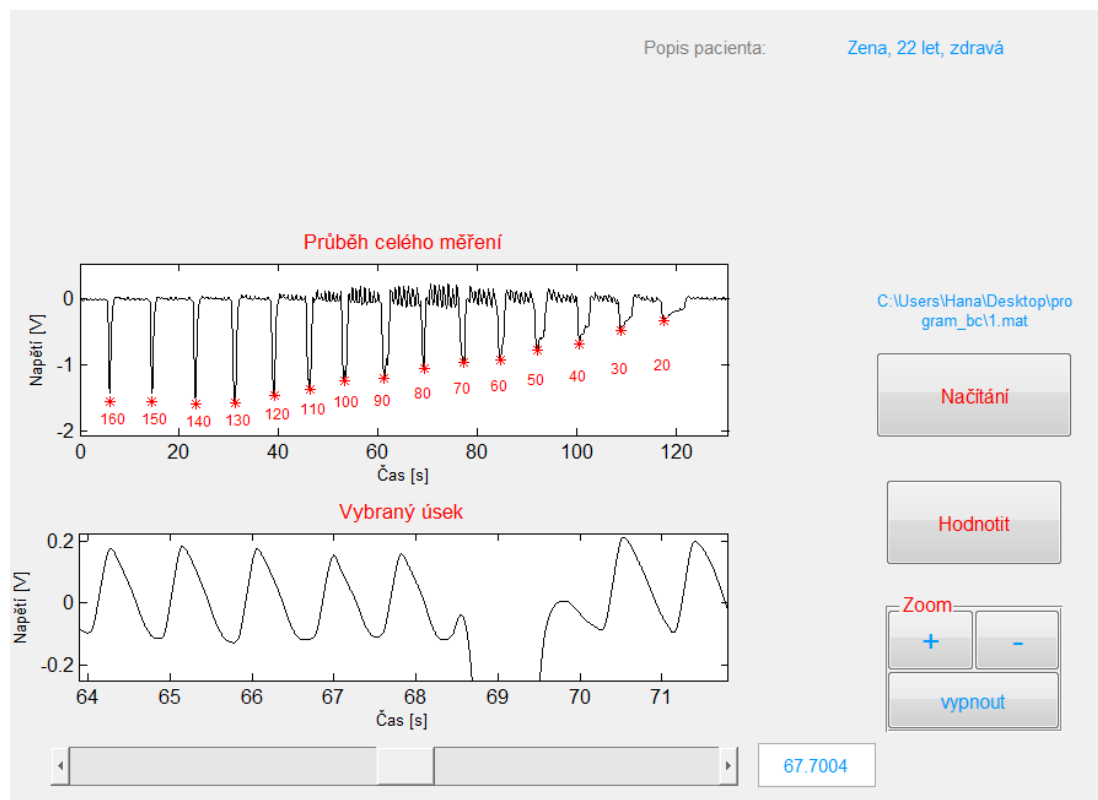
Matlab (matrix laboratory) je programové prostředí využívající programovací jazyk čtvrté generace. Je to systém umožňující numerické výpočty, analýzu a vizualizaci dat, modelování, vytváření aplikací včetně uživatelského rozhraní. Program je vytvořen společností MathWorks a využíván především pro vědecké a výzkumné účely. Hlavními komponentami programu jsou knihovny funkcí, grafický subsystém, pracovní nástroje a výkonné výpočetní jádro [26].

Základním úlohou programu je srovnání pulsových vln při různých přitlacích a realizace jednoduchého intuitivního přehledného grafického uživatelského rozhraní, neboli GUI (Graphical User Interface). Práce a nastavení jednotlivých objektů je ovládána pomocí systému *Handle graphic*. Jednotlivé grafické elementy (tlačítka, posuvník, axes atd.) lze v principu rozdělit na objekty typu *figure* a *uicontrol*.

5.1 Ovládání programu

Jakmile spustíme program, objeví se hlavní strana GUI. Program je doplněn o tzv. informace pro uživatele s návodem na použití signálu. Prvním krokem je zobrazení signálu do bílého okna označeného jako “Průběh celého měření” toho docílíme stisknutím tlačítka “Načítání”. Před načtením signálu jsou ostatní tlačítka inaktivní, načtením signálu se aktivují. Použitím tohoto tlačítka se také zobrazí vpravo nahoře informace o pacientovi nahraném v textovém souboru pro každého pacienta zvlášť. Do tohoto dokumentu lze dopisovat poznámky o zdravotním stavu a dalších náležitostech.

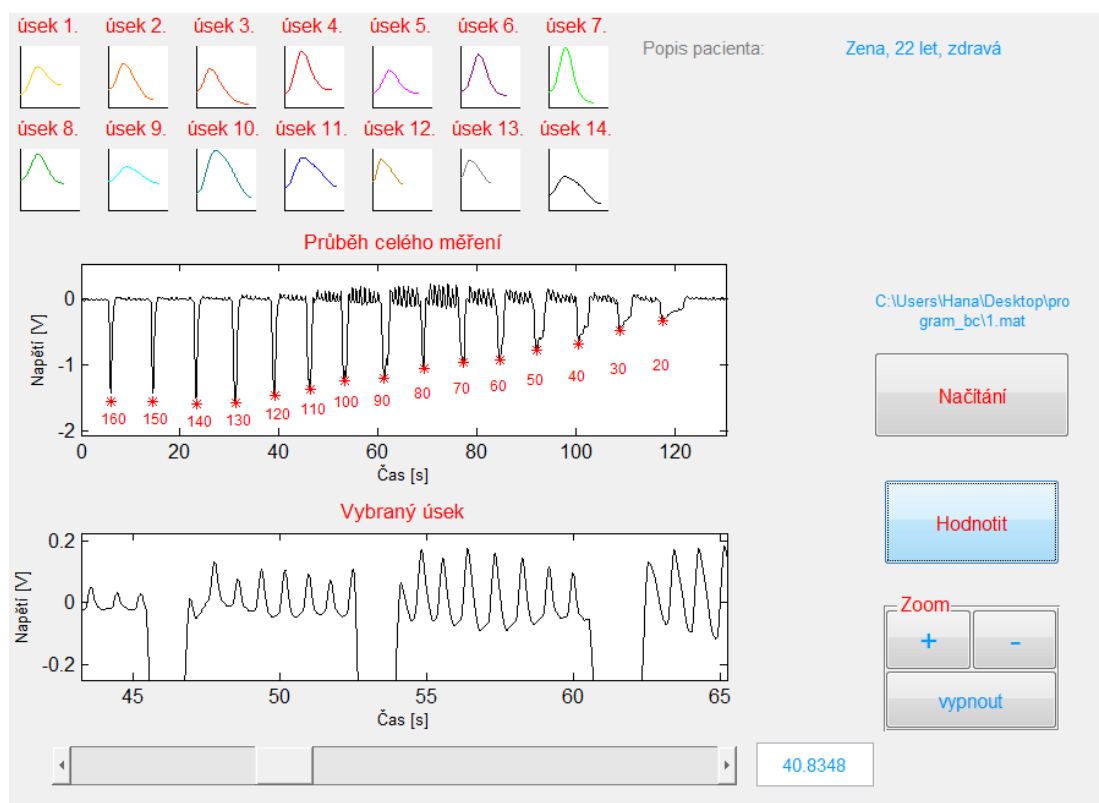
Pro pokračování je nutné vybrat výřez signálu, který chceme detailně zobrazit. To je realizováno pomocí příkazu *ginput*. Námi vybraná část signálu se zobrazí ve spodní části panelu v bílém okně určeném pro vykreslení signálu označeném jako “Vybraný úsek”. Se signálem ve spodním okně lze manipulovat pomocí posuvníku a prohlížet tak nejen vybraný úsek, ale i část která předchází i následuje vybraný úsek. Pro snazší orientaci v čase je vedle posuvníku umístěno okno, které zobrazuje aktuální pozici výřezu v časové ose. Signály v obou vykreslovacích oknech lze přibližovat i oddalovat tlačítka umístěné ve spodní části strany v panelu “Zoom” anebo jednoduše stlačením pravého tlačítka na myši a výběrem příslušné aktivity. Na obrázku 28 je znázorněna hlavní strana, která se zobrazí po otevření programu a načtení signálu.



Obrázek 28: Hlavní strana programu - 1. část

Další důležitou částí programu je tlačítko “hodnotit“. Jakmile toto tlačítko stiskneme, zobrazí se několik malých bílých oken. Tato část programu je znázorněna na obrázku 29. Každé okno zobrazuje vždy čtvrtou vlnku daného úseku a je doplněno příslušností k úseku. Důvody výběru právě čtvrté vlnky jsou popsány výše.

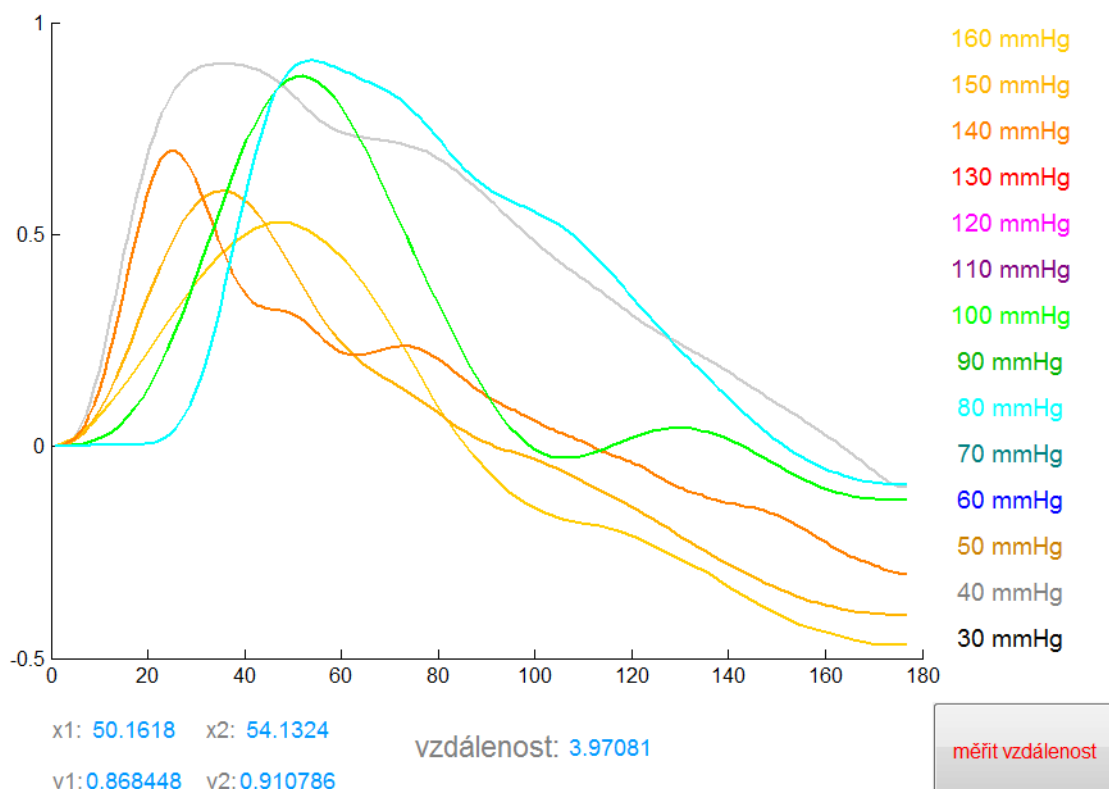
Dalším krokem pro hodnocení pulsových vln je stisknutím na malé okno, ve kterém je vlnka kterou chceme porovnávat. Jakmile příslušné okno s vlnou stlačíme, vykreslí se tato pulsová vlna do nového GUI s názvem “hodnotit“.



Obrázek 29: Hlavní strana programu – 2. Část

V druhém GUI souboru se vykreslují jednotlivé pulsové vlny vybrané stlačením malého okénka s danou vlnou v hlavním panelu. Tato část programu je určena především pro hodnocení tvaru vybraných pulsových vln. Podle barev jsou vedle okna vypsány přítlaky a příslušnými barvami se také vybrané vlny vykreslují.

Stisknutím tlačítka “měřit vzdálenost” vybereme opět pomocí příkazu *ginput* dva body mezi kterými chceme znát vzdálenost nebo jen jejich polohu. Vybrané hodnoty včetně výpočtu vzdálenosti jsou zobrazeny ve spodní části panelu. Pro přehledné hodnocení bylo nutné upravit vlny tak, aby měly stejné délky, začínaly v jednom bodě a byly výškově normalizovány. Výsledek hodnocení pulsových vln je vidět na obrázku 30.



Obrázek 30: Druhá strana programu pro hodnocení pulsových vln

5.2 Postup při vytváření programu

Prvním krokem při vytváření programu bylo načtení signálu ze souboru typu *.mat. Toto načítání je spojeno s načtením textového dokumentu jako stručné anamnézy pacienta. Soubor s příponou *.txt musí být pojmenovaný stejně jako načítaný signál s přidáním “.k“. Pokud je tedy signál označen jako dobrovolník, příslušný textový dokument musí být označen jako dobrovolník.k. Tento postup je znázorněn na obrázku 31.

```
%načítání signálu
global f fvz polohy x
[FileName,PathName] = uigetfile('*.mat','Vyberte soubor typu *.mat','soubor');%načtení signálu
TotalFilename=fullfile(PathName,FileName);
guidata(hObject,handles);
set(handles.text1,'string',TotalFilename,'position',[89 17.9 20 3.5],'ForegroundColor',[0 0.6 1]);%vypsání cesty souboru
% zaměření na axes1
axes(handles.axes1);
TotalFilename=fullfile(PathName,FileName);
load(TotalFilename, 'data');

%načtení dat z popisu pacienta
[pathstr, name, ext] = fileparts(TotalFilename);

ff = fopen([pathstr '\\' name '.k.txt'],'r'); %cesta k souboru
hlavicka=fread(ff)'; %čtení ze souboru
hlavicka=char(hlavicka); %vypsání do řádku
set(findobj('Tag','info'),'String',hlavicka);
fclose(ff)
```

Obrázek 31: popis části programu - načítání

Další důležitou částí je detekce přítlaků manžety. Ty jsou v signálu znázorněny jako vysoké píky směrem dolů. Pro detekci těchto píků jsem použila funkci *findpeaks*. Vyhlazení signálu pomocí funkce *smooth* jsem použila až po detekování píků kvůli znemožnění detekování posledního píku (přítlaku 20 mmHg) při použití před funkcí *findpeaks*. Tato část programu společně s vykreslením signálu je vypsána na obrázku 32.

```
%zpracování signálu
data=data.^2; %umocnění
[hodnoty polohy] = findpeaks(data,'MINPEAKDISTANCE',1000,'NPEAKS',15,'MINPEAKHEIGHT',0.091); %nalezení peaků (vypoušt
e=fvz/5;
f=smooth(f,e); %vyhlazení
%vykreslení originálního signálu
axes(handles.axes1);%zaměření na axes1
plot(handles.axes1,t,f(:,1),'k')
axis([f(1) a/fvz min(f)-0.5 max(f)+0.3]); %nastavení axes
%vykreslení popisků peaků vypouštění
hold on
plot(handles.axes1,polohy/fvz,-sqrt(hodnoty),'r*') %vykreslení peaků

popisky = [160,150,140,130,120,110,100,90,80,70,60,50,40,30,20]; %popisky-signal začíná na natlakování na 170 mmHg, první
for i = 1:length(popisky)
    text((polohy(i)-400)/fvz, (-sqrt(hodnoty(i)+0.9)),num2str(popisky(i)),'FontSize',8,'fontname','century ghotic','color','
end
hold off
```

Obrázek 32: popis části programu - detekce změny přítlaku

Další část programu je věnována ovládání okna pro vykreslení signálu s názvem “Vybraný úsek“ a jejímu ovládání včetně ovládání posuvníku a okna s vypsáním aktuální pozice posuvníku pro lepší orientaci výřezu signálu v časové ose. V tomto okně nazvaném “Vybraný úsek“ je vybrán jen uživatelem zvolený úsek signálu, pomocí posuvníku je však možné pohybovat se po celé délce signálu. Vybraný úsek má oříznuté píky změn přítlaků pro přehlednější zobrazení pulsových vln.

V následující části jsou detekovány vždy čtvrté pulsové vlny z každého úseku. Nejprve bylo nutné detekovat jednotlivé úseky. K tomu jsem použila proměnou z detekce přítlaků. Tento postup je patrný z obrázku 33.

```
%% detekce malých vlnek
%úseky
zacatky_useku = [1 polohy];
useky = {};
%vyhlazení signálu
e=fvz/5;
useky=smooth(useky,e);
% V cyklu se každý úsek uloží na nový řádek buňkového pole
for i = 1:length(zacatky_useku)-1
    useky = [useky; f(zacatky_useku(i):zacatky_useku(i+1))];
end
useky(i,:) = detrend(useky(i,:)); %eliminace sklonu
[u1 u2] = size(useky);

vlna = {};
%nastavení proměnných-jednotlivé úseky mezi peaky přítlaků
H = zeros(1,u1);
H(1) = handles.axes3;
```

Obrázek 33: popis části programu - příprava na detekci pulsových vln

Na obrázku 34 je popsána vlastní detekce pulsových vln. Pro správné zobrazení bylo nutné najít minima mezi zvolenými vlnami, protože při použití jednoduchého *findpeaks* se zobrazí část od píku do píku. Tedy pouze oblast mezi vlnami. Proto jsem nejdříve detekovala nejdříve minimum mezi 3. a 4. vlnou a následně mezi 4. a 5. vlnou. Jednotlivé vlny jsou uloženy do buněk pro pozdější vykreslení.

```
for i = 1:u1-1 % Počet opakování podle toho, kolik máme úseků
    aktualni_usek = useky{i,1}; % Převod z buňky do vektoru
    aktualni_usek = detrend(aktualni_usek);
    e = fvz/5;
    aktualni_usek = smooth(aktualni_usek, e);
    [hodnoty1 polohy1] = findpeaks(aktualni_usek, 'MINPEAKDISTANCE', 55, 'MINPEAKHEIGHT', 0.008); % Najde peaky vlnek v ús
    [hod1 pol1] = min(aktualni_usek(polohy1(2):polohy1(3))); % min. mezi 3. a 4. vlnkou
    [hod2 pol2] = min(aktualni_usek(polohy1(3):polohy1(4))); % min. mezi 4. a 5. vlnkou
    pol2 = length(polohy1(2):polohy1(3)) + pol2; % upravení polohy 2. min. tak, aby to sedělo vzhledem k aktu
    vlna_pomocna = aktualni_usek(polohy1(2):polohy1(4)); % uložení oblasti mezi 3. a 5. vlnkou
    vlna_pomocna = vlna_pomocna(pol1:pol2); % uložení oblasti mezi 1. a 2. minimem
    vlna{i,1} = vlna_pomocna; % uložení do buněk pro pozdější použití
```

Obrázek 34: Popis části programu - detekce pulsových vln

Poslední z nejpodstatnějších částí programu je vykreslení pulsových vln do společného okna umístěného v druhém GUI s názvem “hodnotit“. Pro možnost hodnocení bylo nutné nejdříve ze všech vlnek vybrat tu nejkratší a potom jí pomocí příkazu *linspace* přizpůsobit ostatní vlny. Provedení toho příkazu jde vidět na obrázku 35. Bylo také nutností využít normalizace, což umožňuje zobrazení vln na ose y od nuly do jedné. Celkové ovládání prvního malého okna, které zobrazuje pulsovou vlnu je na obrázku 36. Na tomto obrázku jde také vidět použití normalizace, vykreslení všech vln z jednoho bodu a použití příkazu *linspace* při vykreslení vlny.

```
%nalezení nejmenší délky vektoru pro vykreslení do společného figure
for i = 1:(i)
    delka_vektoru(i) = length(vlna{i,1});
end
g=min(delka_vektoru(i));
```

Obrázek 35: Popis části programu - nejmenší délka vektoru

```
% --- Executes on mouse press over axes background.
function axes3_ButtonDownFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to axes3 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
global vlna g

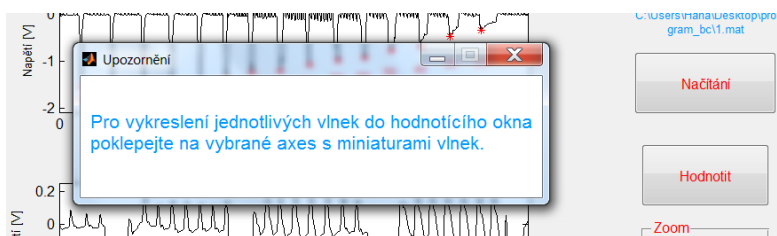
get(handles.axes3);
varargout = hodnotit(figure(hodnotit)); %volání nového GUI
hold all
ua=length(vlna{1,1}); %délka první vlnky
%normalizace pro roztahení výšky vlnky od 0 do 1
vlna{1,1} = vlna{1,1} - min(vlna{1,1});
vlna{1,1} = vlna{1,1}/max(vlna{1,1});
vlna{1,1}=(vlna{1,1})-(vlna{1,1}(1)); %rozdíl pro vykreslení vlnek z jednoho bodu
hold on
plot(linspace(1,g,ua),vlna{1,1},'LineWidth',1.3,'color',[1 0.8 0]) %nastavení stejné délky vlnek
hold off
```

Obrázek 36: Popis části programu - ovládání miniatur oken.

Program je doprovázen různými informacemi pro uživatele. V prvním upozornění jsou uvedeny informace, za jakým účelem byl program vytvořen, pro koho slouží a počáteční návod jak s programem pracovat. Další upozornění jsou vytvořeny za účelem informování uživatele o dalším postupu. Tyto upozornění jsou vytvořeny pomocí funkce *msgbox*. Ve které je z estetického hlediska odstraněno tlačítko potvrzení. Část programu pro vytvoření upozornění je na obrázku 37. Ukázka jednoho z oken je na obrázku 38.

```
%vypsání msgboxu pro návod na použití
pause (1.2)
p=(msgbox('Pro analýzu vlnek stiskněte tlačítko hodnotit.','Upozornění'));
set(p,'color',[1 1 1],'position',[300 175 270 70]); %nastavení parametru msgboxu
p1 = findobj(p,'Type','text');
set(p1,'FontSize',13,'fontname','century gothic','color',[0 0.6 1],'HorizontalAlignment','left')
delete(findobj(p,'string','OK')); %odstranění tlačítka ok v msgboxu
delete(findobj(p,'style','frame')); %odstranění tlačítka ok v msgboxu
```

Obrázek 37: Popis části programu - vložení upozornění.



Obrázek 38: Upozornění pro uživatele.

6. Měření krevního tlaku na vzorku dobrovolníků a statistické vyhodnocení výsledků.

6.1 Metodika zaznamenávání hodnot krevního tlaku

Pomocí sfygmografu umístěného na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity jsme zaznamenali signály deseti zdravých jedinců ve věku 19 až 23 let. Nejprve jsme u všech dobrovolníků provedli kontrolní měření TK pomocí profesionálního poloautomatického přístroje OMRON – HEM – 907. Tento přístroj umožňuje oscilometrický i auskultační princip měření krevního tlaku. Tonometr je vybaven funkcí výpočtu průměrné hodnoty krevního tlaku, která je vypočítána ze dvou nebo třech po sobě jdoucích měření. Na tomto přístroji je také možné skrýt hodnoty na displeji a tím zabránit tzv. syndromu bílého pláště. Je vybavený technologií IntelliSense má tedy klinicky ověřenou přesnost. V tabulce 1 jsou uvedeny detailní informace o tonometru OMRON – HEM – 907 [27].

Tabulka 1: Technické údaje tonometru OMRON - HEM – 907 [27].

- Možnost oscilometrického nebo askultačního měření
- Univerzální použití, od plně automatického provozu po manuální ovládání měření včetně měření pomocí fenedoskopu
- Funkce až tří po sobě jdoucích měření s výpočtem průměru
- Programování tlakování s možností nastavení intervalů mezi měření - pro validní výsledky
- Extra velký, přehledný a čitelný displej
- Životnost provozu na bateriový blok (není v základním balení) cca 300 měření
- Rozsah měření: Krevní tlak 0-299 mmHg, Puls 30-199/min.
- Přesnost měření: Krevní tlak +/- 3 mmHg, Puls +/- 5 % naměřené hodnoty
- Hmotnost: přístroje cca 910 g
- Rozměr přístroje: cca 139 (Š) x 203 (V) x 131 mm (H)
- CE 0197
- Klasifikace dle evropské směrnice pro zdrav.prostředky 93/42/EEC - třída II A
- Záruka: 3 roky

Balení obsahuje:

- Přístroj
- Manžetu CM- 907 (pro obvod paže 22-32 cm)
- Vzduchová hadička 1m
- Síťový zdroj
- Kompletní CZ návod -schválený od OMRON Healthcare Europe

Po naměření krevního tlaku výše uvedeným tonometrem jsme počkali alespoň pět minut pro navrácení stlačené arterie a pokračovali v měření na sfygmografu. Pro to, aby byly výsledky použitelné a nezkreslené bylo nutné, aby vyšetřovaná osoba byla v naprostém klidu. Přístroj je velmi citlivý na jakýkoliv pohyb. Uvedené hodnoty vypočítané ze signálu ze sfygmografu jsou převzaty z bakalářské práce kolegyně Zuzany Aligerové.

6.2 Naměřené hodnoty a výpočty chyb

Tabulka 2: Naměřené hodnoty krevního tlaku.

	Systolický TK [mmHg]		Diastolický TK [mmHg]		Střední TK [mmHg]	
	vypočítaný	standard	vypočítaný	standard	vypočítaný	standard
Osoba č. 1	120	114	70	75	90	88
Osoba č. 2	120	124	80	79	90	94
Osoba č. 3	100	127	70	79	80	95
Osoba č. 4	110	116	70	77	90	90
Osoba č. 5	120	128	70	73	90	91
Osoba č. 6	100	109	60	65	80	80
Osoba č. 7	110	119	70	64	80	82
Osoba č. 8	120	149	70	71	90	97
Osoba č. 9	100	143	60	80	80	101
Osoba č. 10	100	114	70	74	80	87
průměr	110,000	124,300	69,000	73,700	85,000	90,567
Směr. Od.	9,428	13,013	5,676	5,638	5,270	6,551

6.3 Zhodnocení výsledků měření

Hodnoty naměřené sfygmografem se poněkud liší od poloautomatického tonometru OMRON – HEM – 907, který jsme označili jako standard. Důvodem této odchylky je chyba sfygmografu, časté pohybové artefakty, manuální ovládání atd. Hodnoty získané ze sfygmografu lze tedy považovat pouze za orientační.

Absolutní chyba měření je definována jako rozdíl mezi skutečnou a naměřenou hodnotou. Za skutečnou hodnotu jsou v našem případě považovány hodnoty TK získané tonometrem OMRON – HEM – 907.

$$\Delta p = X_s - X_t \quad (6.3.1)$$

kde X_s je hodnota naměřená sfygmografem a X_t je hodnota TK naměřená standardem [28].

Relativní chyba může být bezrozměrná, nebo vyjádřená v procentech, nebo v jednotkách ppm. Je to obecně poměr absolutní chyby k porovnávané hodnotě. V našem

případě se porovnávanou hodnotou myslí naměřená hodnota sfygmografem a hodnota odečtená na displeji standardu. Vzorec pro relativní chybu v procentech je uveden níže.

$$\delta p_1 = \frac{\Delta p}{x_t} \cdot 100 \quad (6.3.2)$$

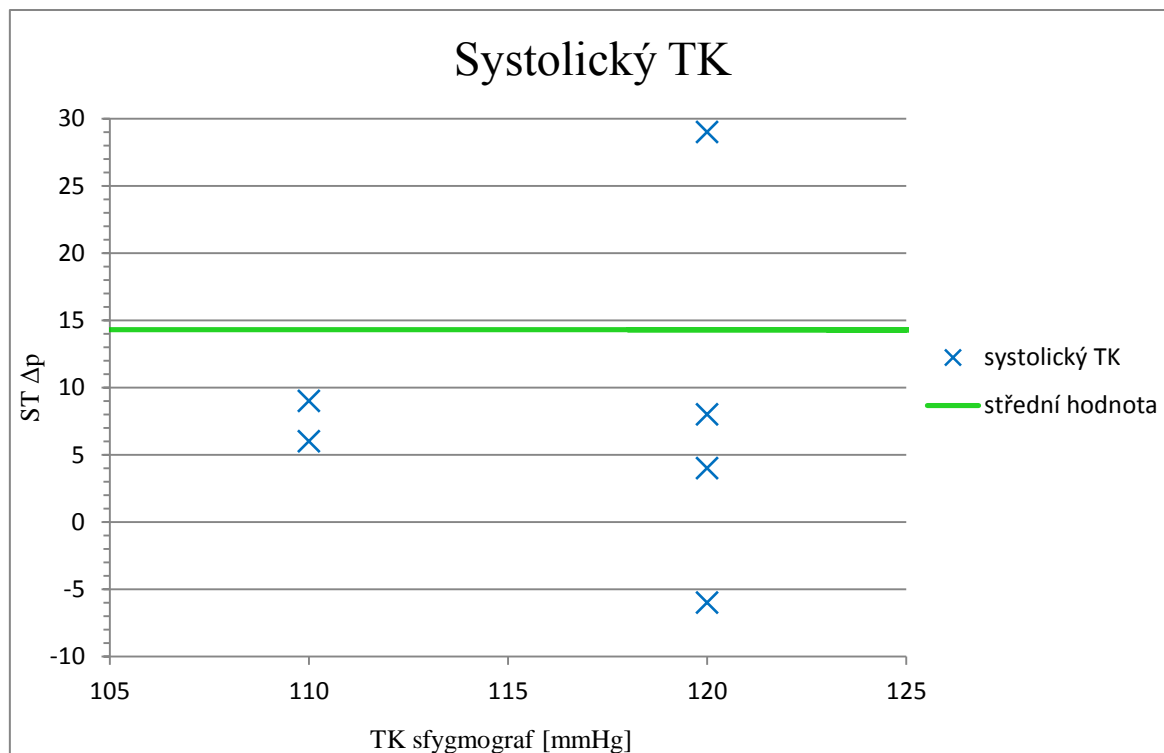
$$\delta p_2 = \frac{\Delta p}{x_s} \cdot 100 \quad (6.3.3)$$

Kde Δp je absolutní chyba měření, x_s je hodnota naměřená syfygmografem a x_t je hodnota TK naměřená standardem. Čím více jsou naměřené hodnoty přesné, tím je rozdíl hodnot ze vztahu (6.3.2) a (6.3.3) nižší [28].

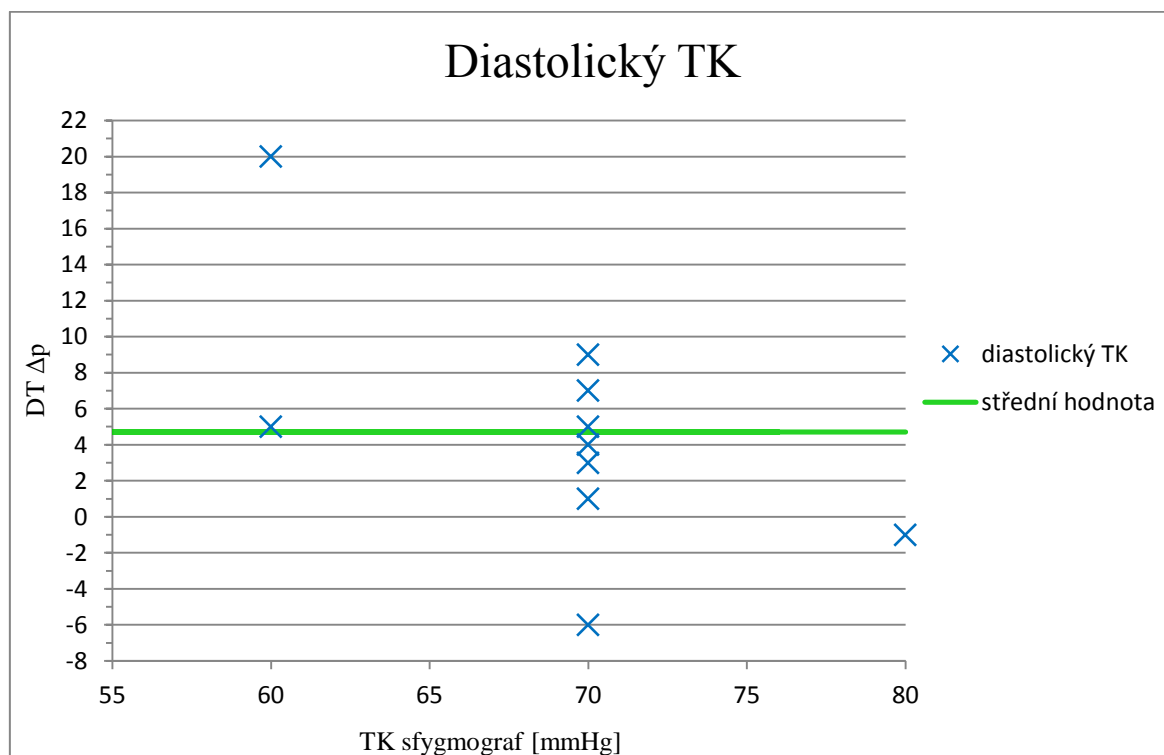
V níže uvedených grafech (6.3.1 a 6.3.2) je také vykreslen zelenou čarou střední TK. Který je spočítán jako aritmetický průměr absolutních chyb systolického a diastolického TK. Pro systolický TK je to hodnota 14,3. Pro diastolický TK je to 4,7. Hodnoty vypočítaných chyb jsou uvedeny v tabulce 3.

Tabulka 3: Určení absolutní a relativní chyby naměřených hodnot tlaků.

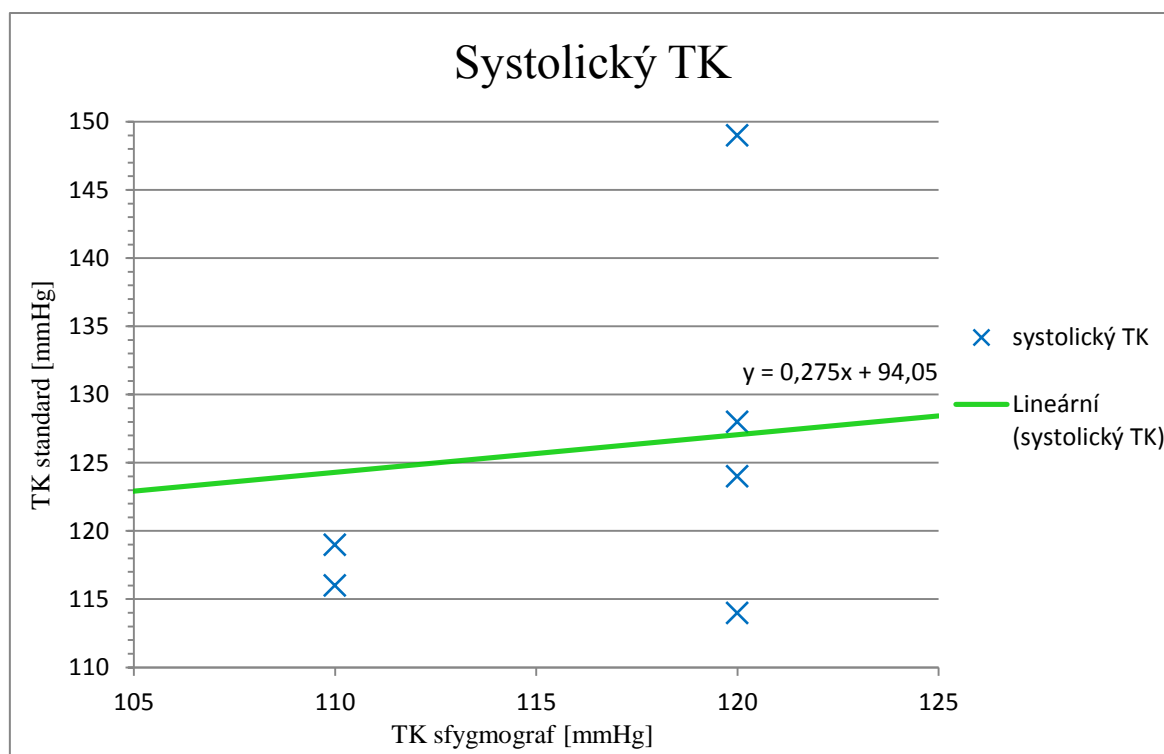
	ST Δp	DT Δp	Systolický KT		Diastolický KT	
			δp_1	δp_2	δp_1	δp_2
Osoba č. 1	-6	5	-5,26316	-5	6,666667	7,142857
Osoba č. 2	4	-1	3,225806	3,333333	-1,26582	-1,25
Osoba č. 3	27	9	21,25984	27	11,39241	12,85714
Osoba č. 4	6	7	5,172414	5,454545	9,090909	10
Osoba č. 5	8	3	6,25	6,666667	4,109589	4,285714
Osoba č. 6	9	5	8,256881	9	7,692308	8,333333
Osoba č. 7	9	-6	7,563025	8,181818	-9,375	-8,57143
Osoba č. 8	29	1	19,46309	24,16667	1,408451	1,428571
Osoba č. 9	43	20	30,06993	43	25	33,33333
Osoba č. 10	14	4	12,2807	14	5,405405	5,714286
střední hodnota	14,3	4,7	10,82785	13,5803	6,012491	7,327381



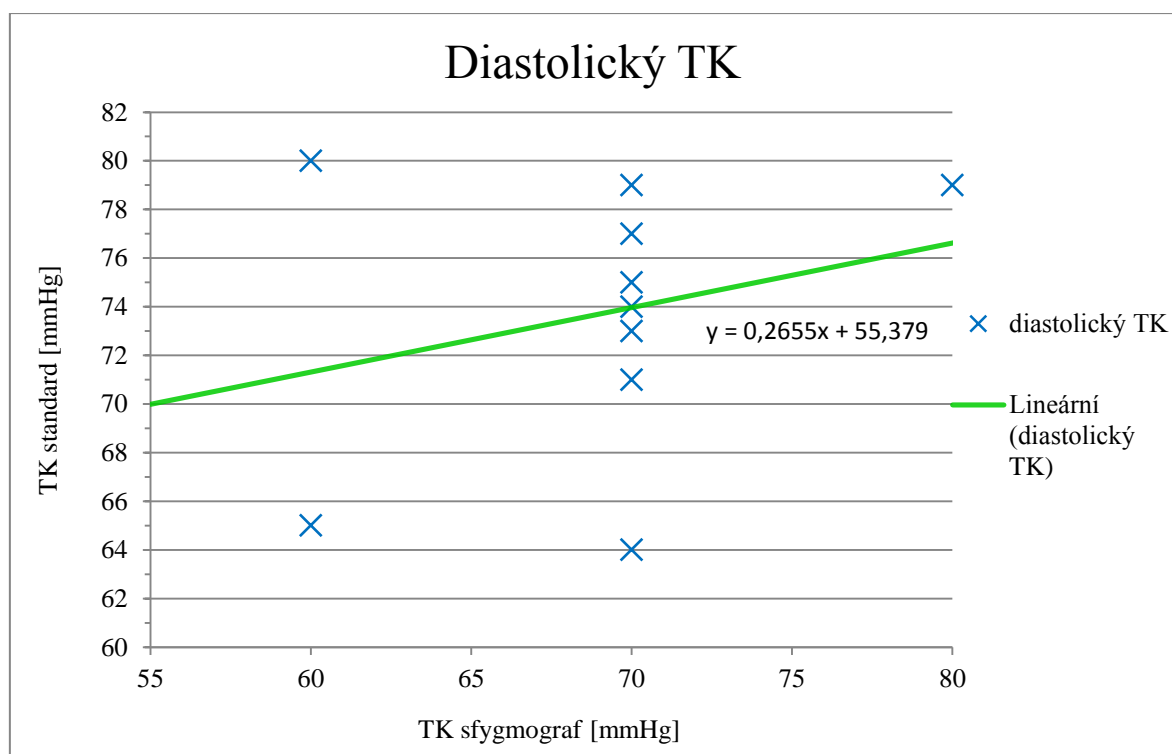
Graf 1: Odchyly měření systolického TK.



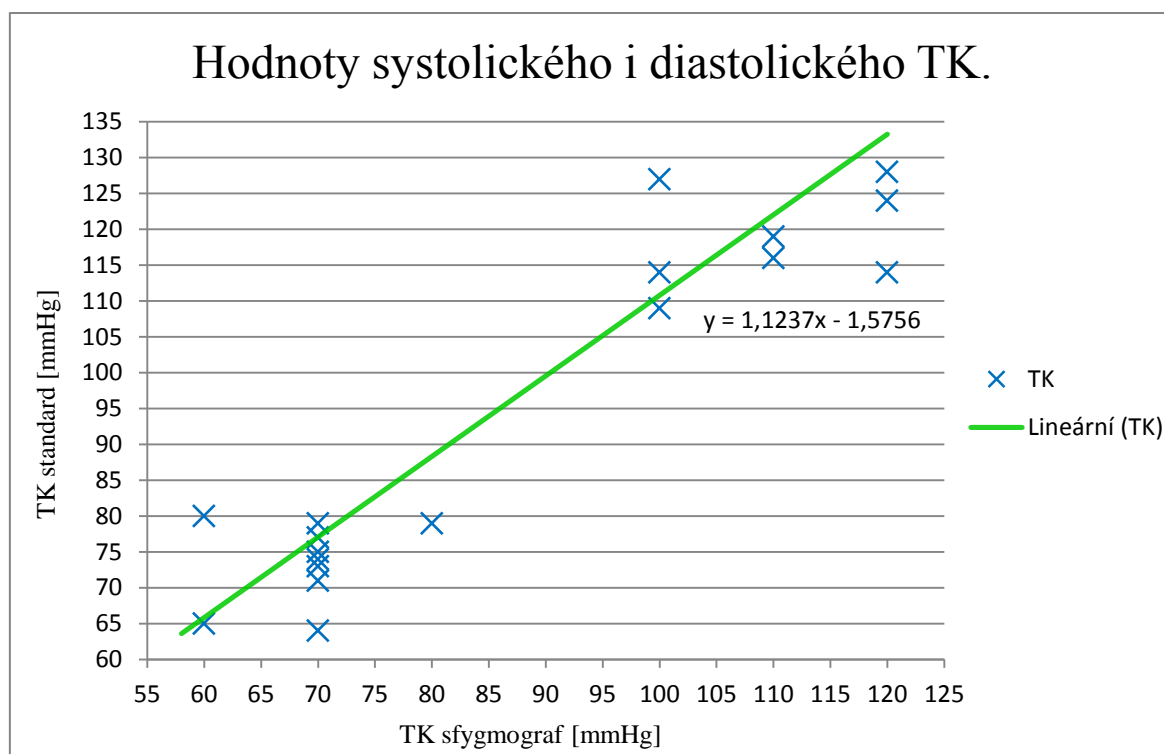
Graf 2: Odchyly měření diastolického TK.



Graf 3: Vypočítané hodnoty systolického TK v závislosti na hodnotách standardu.



Graf 4: Vypočítané hodnoty diastolického TK v závislosti na hodnotách standardu.



Graf 5: Vypočítané hodnoty systolického i diastolického TK v závislosti na hodnotách standardu.

Dalšími statistickými hodnotami jsou rozptyl a směrodatná odchylka. Směrodatná odchylka je kvadratickým průměrem z odchylek jednotlivých hodnot od jejich aritmetického průměru [17]. Je dána odmocněním rozptylu tzn. $s = \sqrt{s^2}$, její jednotky jsou stejné jako sledovaná veličina. Tato hodnota může nabývat pouze kladných hodnot [17].

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (6.3.4)$$

Kde n je počet hodnot, x_i je i -tá hodnota a \bar{x} je průměrná hodnota [17].

Tabulka 4: Příklad výpočtu směrodatné odchylky pro systolický tlak měřeny standardem.

	Hodnota systolického tlaku [mmHg]	Absolutní odchylka od průměru	Čtverec odchylky
Osoba č. 1	114	10,3	106,09
Osoba č. 2	124	0,3	0,09
Osoba č. 3	127	2,7	7,29
Osoba č. 4	116	8,3	68,89
Osoba č. 5	128	3,7	13,69
Osoba č. 6	109	15,3	234,09
Osoba č. 7	119	5,3	28,09
Osoba č. 8	149	24,7	610,09
Osoba č. 9	143	18,7	349,69
Osoba č. 10	114	10,3	106,09
součet	1243	99,6	1524,1

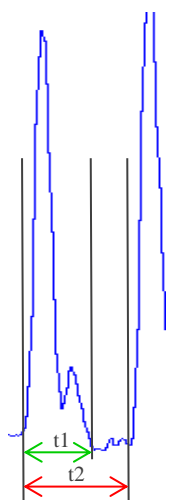
Rozptyl: $s^2 = \frac{1524}{9} \doteq 169,344 \text{ mmHg}$

Směrodatná odchylka $s \doteq 13,013 \text{ mmHg}$

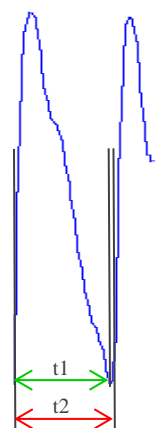
Průměry a směrodatné odchylky naměřených i vypočítaných hodnot jsou uvedeny v tabulce číslo 3.

6.4 Statistické zhodnocení tvarů pulsových vln

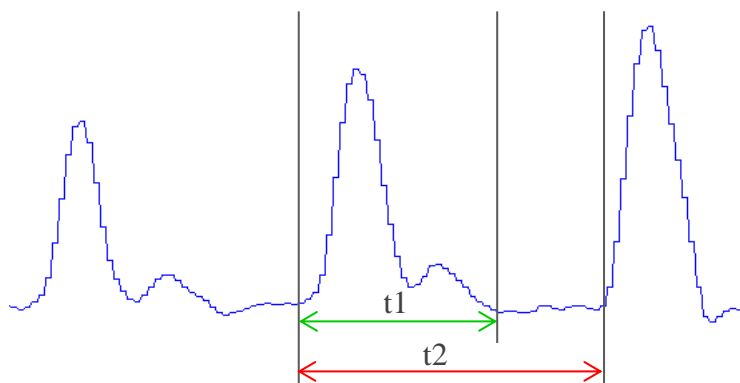
Pokud si každý ze signálů prohlédneme detailně lze pozorovat kromě změny výšky amplitudy také změny tvaru pulsu v závislosti na vnějším přitlaku. Pozorujeme velmi štíhlé pulsy znázorněné na obrázku 39, kdy se křivka brzy vracela k výchozí linii, až po široké pulsy vykreslené na obrázku 40, kdy předchozí puls dosáhl svého minima téměř v okamžiku, počátku následujícího pulsu. Pro zhodnocení tohoto jevu jsme použili test, kdy jsme vypočítali poměr doby trvání pulsu, t_1 (od počátku k návratu na výchozí linii)/délka srdečního cyklu, t_2 .



Obrázek 39: Štíhlé pulsy, $t_1=565$ ms,
 $t_2=860$ ms.



Obrázek 40: Široké pulsy, $t_1=800$ ms,
 $t_2=825$ ms.



Obrázek 41: Znázornění výpočtu poměru.

Poměry t_1 a t_2 byly změřeny v pěti úsecích záznamů deseti dobrovolníků:

- Při hodnotě tlaku v manžetě vyšší než systolický tlak naměřený automatickým tonometrem OMRON – HEM – 907 označený jako vSTK při tlaku v manžetě 150 mmHg.
- Při hodnotě tlaku v manžetě rovné hodnotě systolického tlaku naměřeného OMRONEM (STK).
- Při hodnotě tlaku v manžetě odpovídající střednímu tlaku naměřeného OMRONEM (v signálu v místě nejvyšší amplitudy) označeného jako sTK.
- Při hodnotě tlaku v manžetě rovné hodnotě diastolického tlaku naměřeného OMRONEM (DTK).
- Při hodnotě tlaku nižší než diastolický tlak naměřený OMRONEM označený jako nDTK, při hodnotě tlaku v manžetě 40 mmHg.

V tabulce č. 5 jsou zaznamenány výsledky měření tlaku pomocí elektrického tonometru OMRON – HEM – 907, odečtené a vypočtené poměry t_1/t_2 . V tabulce č. 6 jsou uvedené hodnoty poměru t_1/t_2 , jejich průměr a směrodatná odchylka. Všechny časové údaje jsou v ms. Zkratkou SD je označena směrodatná odchylka.

Tabulka 5: odečtené a naměřené hodnoty.

	STK	DTK	sTK	TK>STK (150 mmHg)			STK			sTK			DTK			TK<DTK (40 mmHg)		
				t1	t2	t1/t2	t1	t2	t1/t2	t1	t2	t1/t2	t1	t2	t1/t2	t1	t2	t1/t2
Osoba č. 1	114	75	88	560	885	0,63277	900	1300	0,69231	900	950	0,94737	550	800	0,68750	700	850	0,82353
Osoba č. 2	124	79	94	540	945	0,57143	525	880	0,59659	700	800	0,87500	900	905	0,99448	850	900	0,94444
Osoba č. 3	127	79	95	660	820	0,80488	975	1255	0,77689	900	1150	0,78261	750	800	0,93750	750	775	0,96774
Osoba č. 4	116	77	90	490	600	0,81667	550	650	0,84615	650	850	0,76471	750	755	0,99338	700	700	1,00000
Osoba č. 5	128	73	91	530	615	0,86179	525	640	0,82031	600	650	0,92308	550	575	0,95652	600	650	0,92308
Osoba č. 6	109	65	80	730	865	0,84393	550	800	0,68750	800	900	0,88889	850	860	0,98837	850	875	0,97143
Osoba č. 7	119	64	82	565	900	0,62778	575	910	0,63187	700	850	0,82353	800	850	0,94118	950	1000	0,95000
Osoba č. 8	149	71	97	820	1020	0,80392	800	1080	0,74074	700	800	0,87500	750	800	0,93750	750	800	0,93750
Osoba č. 9	143	80	101	600	720	0,83333	470	585	0,80342	500	600	0,83333	600	610	0,98361	600	615	0,97561
Osoba č. 10	114	74	87	575	810	0,70988	600	800	0,75000	750	850	0,88235	850	875	0,97143	750	755	0,99338
průměr	124,30	73,700	90,567	607,000	818,000	0,751	647,00	890,000	0,735	720,000	840,000	0,860	735,000	783,000	0,939	750,000	792,000	0,949
SD	13,013	5,638	6,551	101,357	136,935	0,106	177,11	251,053	0,082	125,167	152,388	0,058	127,039	109,853	0,091	110,554	118,725	0,050

Tabulka 6: Hodnoty poměrů t1/t2.

	STK	DTK	sTK	vSTK	STK	sTK	DTK	nDTK
				t1/t2	t1/t2	t1/t2	t1/t2	t1/t2
Osoba č. 1	114	75	88	0,63277	0,69231	0,94737	0,68750	0,82353
Osoba č. 2	124	79	94	0,57143	0,59659	0,87500	0,99448	0,94444
Osoba č. 3	127	79	95	0,80488	0,77689	0,78261	0,93750	0,96774
Osoba č. 4	116	77	90	0,81667	0,84615	0,76471	0,99338	1,00000
Osoba č. 5	128	73	91	0,86179	0,82031	0,92308	0,95652	0,92308
Osoba č. 6	109	65	80	0,84393	0,68750	0,88889	0,98837	0,97143
Osoba č. 7	119	64	82	0,62778	0,63187	0,82353	0,94118	0,95000
Osoba č. 8	149	71	97	0,80392	0,74074	0,87500	0,93750	0,93750
Osoba č. 9	143	80	101	0,83333	0,80342	0,83333	0,98361	0,97561
Osoba č. 10	114	74	87	0,70988	0,75000	0,88235	0,97143	0,99338
průměr	124,30	73,700	90,567	0,751	0,735	0,860	0,939	0,949
SD	13,013	5,638	6,551	0,106	0,082	0,058	0,091	0,050

Níže uvedená statistická analýza byla provedena programem STATISTICA 10 (StatSoft). Pro analýzu byl použit neparametrický Friedmanův test (analýza rozptylu s opakovaným měřením), který potvrdil, že mezi měřeními existuje statisticky významný rozdíl. Výsledky jsou zobrazeny v tabulce 7.

Tabulka 7: Friedmanův neparametrický test.

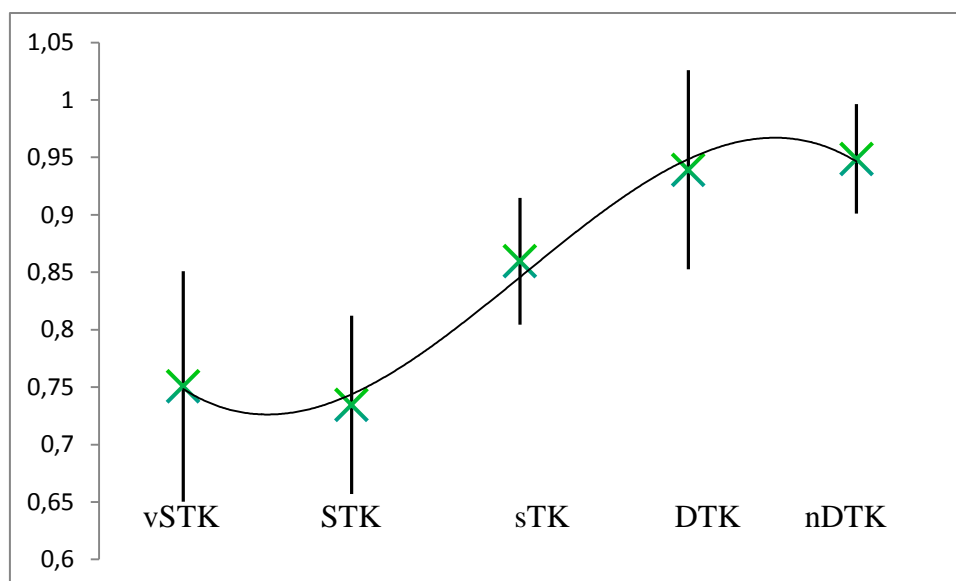
proměnná	Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody (List1 v vlny) ANOVA chí-kv. (N = 10, sv = 4) = 27,55330 p = ,00002 Koeficient shody = ,68883 Prům.hods. r = ,65426			
	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr	Sm. Odchylka
vSTK t1/t2	1,750000	17,50000	0,750637	0,105832
STK t1/t2	1,700000	17,00000	0,734579	0,081784
sTK t1/t2	2,900000	29,00000	0,859586	0,058220
DTK t1/t2	4,250000	42,50000	0,939146	0,091337
nDTK t1/t2	4,400000	44,00000	0,948671	0,050222

Pro zjištění rozdílu mezi dvěma konkrétními měřeními byl použit párový Wilcoxonův test, jehož výsledky jsou uvedeny v níže uvedené tabulce č. 8.

Tabulka 8: Výsledky Wilcoxonova párového testu.

	STK		sTK		DTK		nDTK	
	Z	p	Z	p	Z	p	Z	p
vSTK	0,662541	0,507625	2,191691	0,028403	2,803060	0,005062	2,803060	0,005062
STK			2,497271	0,012516	2,701130	0,006911	2,803060	0,005062
sTK					1,783765	0,074463	2,073221	0,038153
DTK							0,177705	0,858955

Legenda: významné rozdíly jsou označené červeně, hraniční zeleně, nevýznamné černě.



Obrázek 42: Průměrné hodnoty časových poměrů v jednotlivých etapách záznamu.

Výsledky v tabulce 7 jsou graficky znázorněny na obrázku 42 a ukazují, že se časové poměry mezi pulsy při přitlacích v manžetě rovno nebo vyšším než systolický TK významně neliší. Není také významný statistický rozdíl mezi pulsy při přitlacích v manžetě, které jsou rovné nebo menším než diastolický TK. Naopak, časové poměry při hodnotách přitlaku v manžetě rovných systolickému TK jsou statisticky významně nižší než časové poměry při hodnotě přitlaku odpovídající diastolickému TK. Časový poměr pro střední tlak se významně liší od systolického TK, rozdíl od časového poměru diastolického TK je těsně pod hranicí významnosti.

Výše uvedené výsledky naznačují, že podrobnější analýza tvaru pulsů by v budoucnosti mohla vést k přesnému stanovení hodnot STK i DTK i oscilometrickou metodou.

7. Závěr

Cílem práce bylo navrhnout a vytvořit výukový program pro demonstraci oscilometrického měření krevního tlaku. Tento program si klade za cíl maximální názornost při demonstraci použití metody principu oscilometrického měření krevního tlaku při výuce na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity.

Bakalářská práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části jsem se nejprve zabývala podrobnějším prostudováním srdečního cyklu a seznámením s pulsovou vlnou. Zaměřila jsem se především na změny jejího tvaru a rozměrů v různých částech tepenného systému. Dále jsem se blíže seznámila s problematikou krevního tlaku a jeho měření s důrazem na oscilometrický princip.

V praktické části jsem se seznámila se sfygmografem umístěným na Lékařské fakultě pomocí něhož byly naměřeny zpracováváné signály. Zaznamenávání signálu je velmi náchylné na pohybové artefakty, proto jsme museli mnoho signálů od dobrovolníků kvůli výrazným pohybovým artefaktům vyloučit.

Navržený program je vytvořen v prostředí Matlab GUI obsahuje klasický zdrojový kód Matlabu a grafické uživatelské rozhraní pro ovládání jednotlivých prvků. Uživatelské rozhraní umožňuje intuitivní ovládání, program je navíc vybaven řadou upozornění, která uživatele informují o možném následujícím kroku. Po otevření programu se uživateli zobrazí, za jakým účelem byl tento program vytvořen a další informace.

Program můžeme rozdělit do dvou částí. V první části je uživateli poskytnuta možnost detailního prozkoumání originálního signálu. Ve druhé části je potom možnost tvarového a rozměrového srovnávání vln při různých přítlacích.

Ve statistickém zhodnocení jsou v první části porovnávány skutečné naměřené hodnoty krevního tlaku deseti dobrovolníků zaznamenané z automatického tonometru OMRON – HEM – 907 v porovnání s hodnotami krevního tlaku vyhodnocené v programu slečny Zuzany Aligerové. V druhé části zhodnocení se zabývám časovými poměry mezi pulsy při různých přítlacích v manžetě. Získané výsledky ukazují, že podrobnější analýza tvaru pulsů by mohla vést ke stanovení hodnot systolického i diastolického krevního tlaku i oscilometrickou metodou.

Největším problémem při zpracování signálů a analýze pulsových vln byly především výše uvedené pohybové artefakty. Na tyto signály nelze program správně aplikovat. Pro správné fungování programu je také nutné aby měření začínalo vždy při přítlaku 170 mmHg a bylo ukončeno při přítlaku 20 mmHg. Program a naměřené signály včetně výsledků jsou umístěny v příloze na DVD.

Použitá literatura

- [1] HRAZDIRA, Ivo, MORNSTEIN, Vojtěch. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Přispěli Zuzana Došlá, Bohumil Fišer, Boleslav Hemzal, Vratislav Kapička, Jaromír Sláma, Augustin Svoboda, Jiří Šponer, Jiří Vaněk. 2. Vyd. Brno: Neptun 2001, dotisk 2004. 395 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [2] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. 1. Vyd. Praha: Grada 2009. 320 s. ISBN 978-80-247-2526-0.
- [3] BENEŠOVÁ, Marika, LEFNEROVÁ, Pavlína. *Odmaturuj z biologie*. 1. Vyd. – dotisk. Brno: Didaktis 2003. 213 s. ISBN 80-86285-67-7.
- [4] NOVOTNÝ, Ivan, HRUŠKA, Michal. *Biologie člověka*. Ilustrace Nejtková, Jana, Váňa Miloš. 4. Rozšířené a upravené vyd. Praha: Fortuna 2008. 219 s. ISBN 978-80-7373-007-9.
- [5] BORON, F., Walter, BOULPAEP, L., Emile. *Medical physiology: a cellular and molecular approach*. Second edition. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2009. ISBN: 978-1-4160-3115-4.
- [6] ŠPÁC, J. Hypertenze a vlastnosti arteriální stěny [online]. 2006 [cit. 2012-12-09]. <www.kardiologickeforum.cz>
- [7] HRUŠKOVÁ, J. *Určení rychlosti tepové vlny ze záznamu centrálního pulsového tlaku*. Brno, 2011. 56 s. Bakalářská práce na ústavu biomedicínského inženýrství, FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ, VUT. Vedoucí bakalářské práce Eva Závodná.
- [8] SEDMERA, David. *Lekls08* [online]. 22.12.2009, 6.1.2010 [cit. 2012-12-09]. <<https://el.lf1.cuni.cz/lekls08>>
- [9] NALOS, Lukáš, ŠVÍGLEROVÁ, Jitka. *Srdeční cyklus*. *Výukový portál Lékařské fakulty v Plzni* [online]. 1.10.2009, poslední aktualizace 15.10.2012 [cit. 2012-12-09]. <<http://mefanet.lfp.cuni.cz/clanky.php?aid=12>>
- [10] ŠVÍGLEROVÁ, Jitka. *Turbulentní proudění* [online]. 13.2.2009, poslední aktualizace 18.2.2009 [cit. 2012-12-09]. http://wiki.lfp-studium.cz/index.php/Turbulentní_proudění

- [11] SIALINI, Jana. *Rehabilitace pacientek po infarktu myokardu: ambulantní arteriální index poddajnosti v závislosti na pohybové léčbě z 24hodinového monitorování krevního tlaku*. Brno, 2011. Diplomová práce na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity. Vedoucí diplomové práce Alena Havelková.
- [12] KONVIČKOVÁ, Svatava, VALENTA, Jaroslav. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. 2. Vyd. Praha: ČVUT, 2006. 279 s. ISBN 80-01-03425-9.
- [13] NAVRÁTIL, K. Průběh pulsní vlny v závislosti na elasticitě cévního systému na arteria radialis. Olomouc, 2009. 79 s. disertační práce na Lékařské fakultě, UPOL.
- [14] LEVICK, J a Gerhard THEWS. *An introduction to cardiovascular physiology*. 2nd ed. Boston: Butterworth-Heinemann, 1995, ix, 326 p. Edice interních oborů. ISBN 07-506-2167-2.
- [15] HAVELKOVÁ, Alena. *Cirkadiální variabilita krevního tlaku a kardiiovaskulární rehabilitace*. Brno, 2007. 109 s. diplomová práce na Lékařské fakultě Masarykovy univerzity. Vedoucí diplomové práce Jarmila Siegelová.
- [16] ČERVENÁ, Jana. *Kontrola hypertenze u hospitalizovaných nemocných*. Pardubice, 2010. 51 s. diplomová práce na Fakultě zdravotnických studií, Univerzita Pardubice.
- [17] VYMAZAL, Bronislav. *Měření krevního tlaku a posouzení vlivu zátěže*. Brno, 2009. 63 s. bakalářská práce na ústavu biomedicínského inženýrství, FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ, VUT. Vedoucí bakalářské práce Jana Kolářová.
- [18] BRABENCOVÁ, Klára. *Oscilometrické měření krevního tlaku*. Brno, 2012. 45 s. bakalářská práce na ústavu biomedicínského inženýrství, FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ, VUT. Vedoucí bakalářské práce Vladimír Slávik.
- [19] ŠVRČEK, Martin. *Měřič krevního tlaku* [online]. 30.5.2007 [cit. 2012-12-09]. <<http://www.elektrorevue.cz/cz/clanky/kybernetika--automatizace--merici-technika/0/meric-krevniho-tlaku/>>
- [20] ŠPÁC, J. Centrální krevní tlak: Jak zlepšit měření krevního tlaku ve 2. Století po Korotkovovi [online]. 2008, [cit. 2012-12-09]. <http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr_08_01_06.pdf>

- [21] SCHMIDT, Robert F a Gerhard THEWS. *Human physiology*. 2nd completely rev. ed. New York: Springer-Verlag, c1989, xviii, 825 p. Edice interních oborů. ISBN 03-871-9432-0.
- [22] HOMOLKA, Pavel. *Monitorování krevního tlaku v klinické praxi a biologické rytmy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010, 208 s., 4 s. barev. obr. příl. ISBN 978-80-247-2896-4.
- [23] ENDRYS, Jiří. *Invazivní hemodynamické metody*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2005, 116 s. Edice interních oborů. ISBN 80-862-2566-6.
- [24] AUGUSTYNEK, Martin, Ondřej ADAMEC a Marek PENHAKER. *Přístrojová zdravotnická technika I*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2010, 152, lii s. ISBN 978-80-248-2364-5.
- [25] FABIÁN, Vratislav. *Neinvazivní měření krevního tlaku založené na oscilometrickém principu*. Praha, 2012. 98 s. disertační práce na katedře kybernetiky, FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ, ČVUT. Vedoucí disertační práce prof. RNDr. Olga Štěpánková, CSc.
- [26] BARDOŇOVÁ, J. *Algoritmizace a programování*; Brno, 2007. Skriptum VUT v Brně.
- [27] Tonometr OMRON HEM-907. [online]. 2012-2013 [cit. 2013-05-18].
< <http://www.selt.cz/tonometry.php?article=2009030006-elktronicke-prof>>
- [28] AMT, měřicí technika. [online]. 2011 [cit. 2013-05-18].
<http://www.amt.cz/index.php?id=CL_CHYB>